



UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Medicina Veterinária

A UTILIZAÇÃO DA TÉCNICA CIRÚRGICA DE TTA POROSA PARA RESOLUÇÃO
DA RUTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL EM CÃO:
ESTUDO RETROSPETIVO DE 150 CASOS CLÍNICOS.

INÊS JOSÉ PEREIRA MEIRELES

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI

Doutor António José de Almeida Ferreira

Doutor Fernando António da Costa Ferreira

Doutor Luís Miguel Alves Carreira

ORIENTADOR

Doutor Gian Luca Rovesti

CO-ORIENTADOR

Doutor Luís Miguel Alves Carreira

2016

LISBOA



UNIVERSIDADE DE LISBOA

Faculdade de Medicina Veterinária

A UTILIZAÇÃO DA TÉCNICA CIRÚRGICA DE TTA POROSA PARA RESOLUÇÃO
DA RUTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL EM CÃO:
ESTUDO RETROSPETIVO DE 150 CASOS CLÍNICOS.

INÊS JOSÉ PEREIRA MEIRELES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA VETERINARIA

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI

Doutor António José de Almeida Ferreira

Doutor Fernando António da Costa Ferreira

Doutor Luís Miguel Alves Carreira

ORIENTADOR

Doutor Gian Luca Rovesti

CO-ORIENTADOR

Doutor Luis Miguel Alves Carreira

2016

LISBOA

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço ao meu orientador e mentor Doutor Gian Luca Rovesti, por todos os ensinamentos científicos e de retidão profissional que me passou; pela amizade e pela gentileza com que me acolheu em sua casa; por me ter convidado a integrar a Associazione Ortopedica Veterinaria Italiana (AOVI) e ainda pela confiança que depositou em mim quando expus no primeiro congresso AOVI; pelo curso avançado de fixação externa linear e híbrida e pelo curso de TTA porosa. Muito obrigada.

Ao Professor Miguel Carreira pelo acompanhamento durante a redação desta dissertação.

A todos os participantes do estudo da técnica TTA porosa que disponibilizaram os seus casos clínicos tornando possível este trabalho: Alejandro Artiles Vizcaíno, Alejandro Bañares Rodríguez de Miñón, Antonio Jiménez, Fabio Barbieri, Gian Luca Rovesti, Jesus Rodriguez Quirós, Josep de la Fuente, Juan Aires Prieto, Luis Perez, Riccardo Loni e Roberto Properzi. Um especial agradecimento à María Jiménez Heras por, em equipa, termos desenvolvido o desenho do projecto e recolhido toda a informação dos casos clínicos.

A toda a equipa da Clinica Veterinaria M.E. Miller por me ter recebido e deixado com vontade de voltar. À Cinzia Pellegrino e à Rossana Brami por me fazerem sentir em casa, ao Andrea Margini e ao Luca Battaglia por tudo o que me ensinaram, ao Emilio, ao Simone, ao Stefano, à Laura, à Silvia, à Stefania, à Claudia, à Marcella e ao Luca pela boa disposição e companheirismo. Agradeço também ao Marco e ao Emilio a amizade e os fins-de-semana passados ‘in giro’; obrigada por me fazerem sentir menores as saudades de casa.

Um grande obrigada à Aurora Fernandes, ao Davide Benedini e à minha irmã Ana, por toda a ajuda que me deram durante a elaboração desta dissertação. Sei que posso contar convosco.

Ao Professor Joaquim Ferrão e ao Professor Telmo Nunes, pela disponibilidade, pelo interesse e pelas dicas que me deram na análise estatística. À Professora Isabel Neto por me ter descomplicado.

À VETuna, que esteve presente desde o início da minha aventura universitária, obrigada por toda a amizade, por todas as gargalhadas e cantorias e pelas melhores lembranças que sem dúvida a faculdade me vai deixar. Ao FAUNA, por me reavivar a vontade de um Mundo melhor. Obrigada pelos grandes projectos e pelas valiosas lições de espírito de união e trabalho de equipa. Aos meus colegas e amigos por partilharem comigo as experiências do curso de Medicina Veterinária e por o terem tornado tão mais prazeroso. Em especial ao Emanuel, por ter alinhado comigo na aventura Erasmus até Pádua, que passou a ser o ponto de partida para a descoberta da ‘bella Itália’ por que me apaixonei. Obrigada pela cumplicidade e pelo irmão que te tornaste. E ao Bruno. Obrigada pelos grandes amigos que são.

À Ana Maria e à Catarina, que foram o meu ninho em Lisboa e que têm sempre a porta aberta para mim. À Leonor, por me receber sempre num abraço apertado.

O maior dos agradecimentos aos meus pais e à minha irmã porque todos os dias me ensinam a ser gente. À minha mãe a força, a coragem, a alegria e a vontade da vida. Ao meu pai a descoberta e a curiosidade das coisas do Mundo. À minha mana porque me dá a mão.

RINGRAZIAMENTI

Per primo, ringrazio il mio tutor e maestro Dottor Gian Luca Rovesti, per tutti gli insegnamenti scientifici e di correttezza professionale che mi ha dato; per l'amicizia e gentilezza con che mi ha accolto a casa sua; per avermi invitato a fare parte della Associazione Ortopedica Veterinaria Italiana (AOVI) e per la fiducia di invitarmi a esporre al primo congresso AOVI; per il corso avanzato di fissazione esterna lineare e ibrida e il corso di TTA porosa. Grazie mille.

Al Professor Miguel Carreira per l'aiuto durante la redazione di questa tesi.

A tutti i partecipanti nello studio della tecnica TTA porosa che hanno fornito i suoi casi clinici, rendendo possibile questo lavoro: Alejandro Artiles Vizcaíno, Alejandro Bañares Rodríguez de Miñón, Antonio Jiménez, Fabio Barbieri, Gian Luca Rovesti, Jesus Rodriguez Quirós, Josep de la Fuente, Juan Aires Prieto, Luis Perez, Riccardo Loni e Roberto Properzi. Un speciale ringraziamento a María Jiménez Heras che con me ha sviluppato il protocollo del progetto e raccolto tutte le informazioni dei casi clinici.

A tutta la Clinica Veterinaria M.E. Miller per l'accoglienza e per avermi lasciato con voglia di tornare. A Cinzia Pellegrino e Rossana Bami per avermi fatto sentire a casa, ad Andrea Margini e Luca Battaglia per tutto quello che mi hanno insegnato, a Emilio, Simone, Stefano, Laura, Silvia, Stefania, Claudia, Marcella e Luca per l'allegria e la fratellanza. Ringrazio anche a Marco ed Emilio l'amicizia e gli weekend passati in giro; grazie per avermi ridato la mancanza di casa.

Un grande grazie ad Aurora Fernandes, a Davide Benedini e a mia sorella Ana, per tutto l'aiuto che mi hanno dato durante la preparazione di questo lavoro. So di poter contare con voi.

Al Professor Joaquim Ferrão e al Professor Telmo Nunes la disponibilità, l'interesse e le idee che mi hanno dato per l'analisi statistica. Alla Professoressa Isabel Neto per le aver semplificato.

Alla VETuna, che fin dall'inizio è stata presente nella mia avventura universitaria, grazie per tutta l'amicizia, per tutte le risate e canti e per i migliori ricordi che, senza dubbio, la facoltà li lascerà. Al FAUNA per riaccendere il mio desiderio di un mondo migliore. Grazie per i grandi progetti e le lezioni preziose di spirito d'unione e lavoro di squadra. Ai miei colleghi e amici per condividere con me l'esperienza del corso di Medicina Veterinaria rendendolo più piacevole. In particolare ad Emanuel per avermi accompagnato nell'avventura Erasmus fino a Padova, che è diventata il punto di partenza per la scoperta della bella Italia per cui mi sono innamorata. Grazie per la complicità e nel fratello che sei diventato. E a Bruno. Grazie per i grandi amici che sono.

Ad Ana Maria e Catarina che sono state il mio nido a Lisbona e che sempre hanno la porta aperta per me. A Leonor per avermi sempre in un abbraccio stretto.

Il più grande grazie ai miei e alla mia sorella, perché ogni giorno mi insegnano a crescere. A mia mamma la forza, il coraggio, la gioia e la voglia della vita. Al mio padre la scoperta e la curiosità nelle cose del mondo. A mia sorella perché mi dà la mano.

A UTILIZAÇÃO DA TÉCNICA CIRÚRGICA DE TTA POROSA PARA RESOLUÇÃO
DA RUTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL EM CÃO:
ESTUDO RETROSPETIVO DE 150 CASOS CLÍNICOS.

RESUMO

A rutura do ligamento cruzado cranial no cão, é a principal causa de claudicação do membro posterior. A grande variedade de técnicas cirúrgicas propostas às quais se recorrem, é uma realidade, contudo, à luz do atual conhecimento não existem estudos conclusivos sobre qual a técnica com melhor eficácia clínica, nem estudos indicadores sobre qual a melhor escolha a tomar face a um determinado cenário clínico.

A TTA porosa surge como uma modificação à clássica técnica do avanço da tuberosidade tibial (TTA) que, ao reestabelecer a estabilidade dinâmica articular, tem mostrado bons resultados clínicos. Caracteriza-se por utilizar implantes em menor número e complexidade e por tornar a abordagem ao doente menos invasiva. Não recorre ao uso de enxerto ósseo, diminui o tempo de cirurgia e permite obter uma reação periosteal e uma remodelação óssea mais rápida, o que se traduz num menor período de recuperação para o doente.

O presente trabalho teve por objetivo descrever e caracterizar a técnica de TTA porosa, recorrendo a um estudo retrospectivo multicêntrico onde se avaliaram 150 casos (N =150) quanto às suas complicações maiores e menores pós-operatórias e aos resultados clínicos finais.

A taxa das complicações maiores foi de 10,7% e a das complicações menores foi de 35,3%. A ocorrência da complicação menor do tipo fissura ou fratura distal da crista tibial ocorreu em 79% dos casos. Esta foi associada com significância estatística aos fatores peso vivo do indivíduo e tamanho dos implantes ($P < 0,05$), contrariamente à relação com a presença ou ausência do furo de Maquet ($P > 0,05$). 73% dos pacientes obtiveram uma consolidação óssea radiográfica até às 8 semanas após a cirurgia e 95,3% não mostraram quaisquer sinais de claudicação no final do estudo.

Conclui-se que os resultados clínicos obtidos com a TTA porosa variam de bons a excelentes, com taxas de complicações pós-operatórias semelhantes às da TTA clássica, porém com melhoria no tempo de osteoconsolidação e menores custos económicos associados.

Palavras-chave: Cão, Joelho, Rutura do LCCr, Claudicação, TTA porosa.

USING THE SURGICAL TECHNIQUE OF POROUS TTA FOR THE TREATMENT OF CRANIAL CRUCIATE LIGAMENT RUPTURE IN DOGS: RETROSPECTIVE STUDY OF 150 CLINICAL CASES.

ABSTRACT

Cranial cruciate ligament (CCL) rupture is the most common cause of pelvic limb lameness in dogs. Despite the variety of surgical techniques that have been reported for the treatment of this condition, to the current knowledge, there are no conclusive studies indicating which procedure has a superior clinical efficacy nor which technique is more accurate in a certain scenario.

The porous TTA arises as a modification of the classical Tibial Tuberosity Advancement (TTA), which has shown good clinical results in restoring the dynamic stability of the joint. The porous TTA is characterized by the uses of less complex implants and in smaller number as well as by rendering less invasive the approach to the patient. It does not use any cancellous bone graft, reduces surgery time and allows faster periosteal reaction and bone remodeling, which means a shorter recovery period for the patient.

This work aimed to describe and characterize the porous TTA technique, using a multicentric retrospective study of 150 cases about their major and minor post-operative complications and clinical outcome.

Major complications occurred in 10,7% of the cases and minor complications occurred in 35,3%. The minor complication of distal fissure or fracture of the tibial crest occurred in 79% of the cases and it was associated with statistical significance to the factors: body weight and implants' size ($P < 0,05$), whether the Maquet hole was presence or absent ($P > 0,05$). 73% of patients showed radiographic bone healing until 8 weeks after surgery and 95,3% showed no signs of lameness at the end of this study.

In conclusion, the clinical results range from good to excellent, with post-operative complication rates similar to those of classical TTA, but with an improvement of the osteoconsolidation time and lower economic costs.

Keywords: Dog, Stifle joint, CCL rupture, Lameness, Porous TTA.

Agradecimentos	ii
Ringraziamenti	iii
Resumo	iv
Abstract.....	vi
Índice geral	viii
Lista de figuras	ix
Lista de tabelas	x
Lista de gráficos.....	x
Abreviaturas e siglas.....	xi
I. DESCRIÇÃO DAS ATIVIDADES DO ESTÁGIO.....	1
II. RUTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL CANINO – REVISÃO	
BIBLIOGRÁFICA	2
1. ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO	2
2. BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO.....	5
3. EPIDEMIOLOGIA E ETIOPATOGENIA DA RUTURA DO LCCr	8
4. DIAGNÓSTICO DE RUTURA DO LCCr	15
4.1. Apresentação clínica, história e sinais.....	15
4.2. Exame físico e ortopédico	16
4.3. Exames complementares de diagnóstico	20
4.4. Diagnóstico diferencial	28
5. TERAPÊUTICA	28
5.1. Tratamento médico ou conservativo	28
5.2. Tratamento cirúrgico	29
5.2.1. Técnicas intra-capsulares	30
5.2.2. Técnicas extra-capsulares	30
5.2.3. Técnicas de estabilização dinâmica – Osteotomias corretivas	31
a) TPLO.....	31
b) TTA	39
5.2.4. Algoritmo de diagnóstico para a escolha da técnica cirúrgica.....	50
III. TTA POROSA – FILOSOFIA E PECULIARIDADES DA TÉCNICA	53
1. INTRODUÇÃO À TÉCNICA TTA POROSA	53
2. IMPLANTES	70
3. TTA POROSA PASSO A PASSO	72
4. TEORIA MECANOSTÁTICA – O PARADIGMA DE UTAH.....	77
IV. ESTUDO CLÍNICO	80
1. OBJECTIVOS DO ESTUDO.....	80
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	80
3. RESULTADOS	83
4. DISCUSSÃO	92
5. CONCLUSÃO.....	99
V. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	101
Anexo 1. Questionário “Porous TTA study: clinical database”	112

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ilustração da articulação do joelho.	2
Figura 2. Ilustração dos meniscos e das inserções ligamentosas da tíbia.	3
Figura 3. Ligamentos cruzados.	5
Figura 4. Representação esquemática cranial do joelho canino durante a flexão (A) e a extensão (B)	6
Figura 5. Ilustração do LCCr durante a flexão e extensão do joelho.....	7
Figura 6. Ilustração do LCCd durante a flexão e extensão do joelho.	7
Figura 7. Sumário do atual conhecimento acerca da patogénese da doença do LCCr.	10
Figura 8. Fatores implicados na patogénese da rutura do LCCr e a sua relação.	13
Figura 9. Teste do movimento de gaveta.	19
Figura 10. Teste de compressão tibial.....	20
Figura 11. Radiografia medio-lateral de um joelho canino com rutura do LCCr.....	21
Figura 12. Radiografia medio-lateral da articulação de um joelho canino com rutura do LCCr, em projeção normal (A) e projeção dinâmica (B).....	23
Figura 13. Método da tangente comum.	25
Figura 14. Representação esquemática da articulação do joelho do cão, da extensão à flexão completa.	25
Figura 15. Representação esquemática do avanço da tuberosidade tibial com o método do plateau tibial e com o método da tangente comum.	26
Figura 16. Representação esquemática da força compressiva femorotibial de acordo com Slocum e Slocum (1993) antes (A) e após (B) a TPLO.....	32
Figura 17. Representação esquemática das regiões de contacto femorotibiais num joelho normal (A) e tratado com a técnica TPLO (B).....	36
Figura 18. Representação esquemática das forças que atuam no membro posterior canino segundo Tepic.	40
Figura 19. Representação esquemática da força compressiva femorotibial de acordo com Tepic et al. (2002), antes (A) e após (B) a TTA.	42
Figura 20. Representação esquemática do ATP na extensão-flexão do joelho.	42
Figura 21. Representação esquemática da técnica TTA.	43
Figura 22. Representação esquemática da TPLO e da TTA em relação ao ATP.	44
Figura 23. Representação esquemática da força compressiva femorotibial segundo Tepic et al. (2002), antes (A) e depois (B) da TPLO.	45
Figura 24. Radiografias laterais da articulação do joelho canino mostrando as diferentes formas anatómicas da tíbia proximal e da crista tibial com um ponto de inserção do tendão patelar baixo (A) ou alto (B).	51
Figura 25. Algoritmo não comprovado da escolha da técnica cirúrgica para o tratamento da rutura do LCCr.....	52
Figura 26. Representação das forças que atuam na crista tibial na fase de apoio do membro em várias técnicas de avanço da tuberosidade tibial.	55
Figura 27. Comparação entre as propriedades dos três principais biomateriais metálicos.....	57
Figura 28. Módulo elástico de alguns dos biomateriais mais usados em ortopedia.	58
Figura 29. Coloração azul de toluidina de implantes de titânio sólidos (Ti-1) e porosos (Ti-2).	58
Figura 30. Contacto osso implante.....	59
Figura 31. Representação esquemática do processo tecnológico SEBM (Selective Electron Beam Melting).	62
Figura 32. Representação da câmara SEBM.....	62
Figura 33. Representação das proteínas celulares envolvidas na adesão celular ao biomaterial.	65

Figura 34. SEM de osteoblastos após 14 dias de cultura num implante poroso Ti6Al4V SEBM.	67
Figura 35. Esqueletos de Ti6Al4V SEMB passadas 4, 8 e 12 semanas da implantação.....	68
Figura 37. Representação esquemática das placas da TTA porosa.	71
Figura 38. Técnica TTA porosa.	72
Figura 39. Efeito da remodelação e modelação nos ossos de suporte de carga.	78
Figura 40. A fisiologia óssea segundo o paradigma de Utah para os ossos de suporte de carga.	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Cunhas da TTA porosa.	70
Tabela 2. Dimensão dos parafusos disponíveis no kit da TTA porosa.....	71
Tabela 3. Complicações intraoperatórias decorrentes da TTA porosa em 150 joelhos caninos.	88
Tabela 4. Complicações maiores (definidas pela necessidade de cirurgia de revisão) após TTA em 150 articulações do joelho no cão.....	88
Tabela 5. Complicações menores (definidas pela não necessidade de cirurgia de revisão) após TTA em 150 articulações do joelho no cão.....	89
Tabela 6. Fatores que influenciam a ocorrência de complicações de Classe 1 (teste de Wilcoxon-Mann-Whitney).	90

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Diagrama de extremos e quartis da distribuição das idades, em anos.....	84
Gráfico 2. Diagrama de extremos e quartis da distribuição do peso, em quilogramas.....	84
Gráfico 3. Frequências relativas das raças mais representadas na amostra estudada.	84
Gráfico 4. Diagrama de extremos e quartis da distribuição do período de tempo, em dias, entre o início dos sinais clínicos e a cirurgia.	85
Gráfico 5. Frequências relativas das cunhas utilizadas na amostra estudada.	86
Gráfico 6. Frequências relativas das placas utilizadas na amostra estudada.	86
Gráfico 7. Diagrama de dispersão do avanço e do peso na amostra estudada.....	87
Gráfico 8. Diagrama de dispersão da placa e do peso na amostra estudada.....	87
Gráfico 9. Diagrama de extremos e quartis da distribuição do peso nos grupos com e sem complicações de Classe 1.	90
Gráfico 10. Diagrama de extremos e quartis da distribuição do avanço nos grupos com e sem complicações de Classe 1.	90
Gráfico 11. Diagrama de extremos e quartis da distribuição da placa nos grupos com e sem complicações de Classe 1.	90

ABREVIATURAS E SIGLAS

APT – ângulo do plateau tibial

ATC – Artrografia tomográfica computadorizada

ATP – ângulo do tendão patelar

ATP^{PT} – ângulo do tendão patelar pelo método do plateau tibial

ATP^{TC} – ângulo do tendão patelar pelo método da tangente comum

BIC – bone-implant contact

CAD – Computer-aided-design

cm – centímetros

CrTT – cranial tibial thrust

DAD – doença articular degenerativa

FHT – Fibular Head Transposition

Fio K – fio de Kirschner

GPa – giga Pascal

HA – hidroxiapatite

IMC – índice de massa corporal

kg - quilograma

LCCd – ligamento cruzado caudal

LCCr – ligamento cruzado cranial

LCL – ligamento colateral lateral

LCM – ligamento colateral medial

mm – milímetros

MMT – Modified Maquet Technique

MPa – mega Pascal

OA – osteoartrite

OCD – osteocondrite dissecante

RM – Ressonância magnética

ROM – Range of Motion

SEBM – Selective Electron Beam Melting

Ti6Al4V – Titânio6-Alumínio4-Vanádio

TPLO – Tibial Plateau Leveling Osteotomy

TTA – Tibial Tuberosity Advancement

I. DESCRIÇÃO DAS ATIVIDADES DO ESTÁGIO

Durante o sexto ano do Mestrado Integrado em Medicina Veterinária, da Faculdade de Medicina Veterinária, da Universidade de Lisboa, completei o meu Estágio Curricular com duração de 6 meses, na Clínica Veterinária M.E. Miller (Cavriago, Itália), desde 15 de Janeiro de 2015 a 30 de Junho de 2015, num total de aproximadamente 1000 horas.

No Estágio Curricular, orientado pelo Dr. Gian Luca Rovesti, tive a oportunidade de assistir e participar em consultas de ortopedia (cão e gato), acompanhando também todos os procedimentos de diagnóstico, como Radiografia, TAC e Medicina Laboratorial, e ainda os tratamentos cirúrgicos (como por exemplo, TTA porosa, Tibial Tuberosity Transposition, Fibular Head Transposition, estabilização de fraturas por meio de fixador externo híbrido, fixação interna, artrodese transcarpal e transtarsal, artroscopia para displasia do cotovelo, do ombro e do joelho, com recurso a distrator articular). Para além dos tratamentos cirúrgicos dos casos ortopédicos que segui, participei ainda nas cirurgias de tecidos moles (como por exemplo, castrações, esterilizações, mastectomias, cesarianas, esplenectomias, laparotomias exploratórias, asportação de massas), nas cirurgias oculares (para resolução de entropions, de cataratas, flap conjuntival e da terceira pálpebra para tratamento de úlceras da córnea), nas cirurgias neurológicas (hemilaminectomia, ventral slot, fenestração, estabilização cervical com *pins* e PMMA), em endoscopias e ainda em procedimentos como a extracção dentária e a destarização. Tive também a oportunidade de acompanhar alguns casos na área de Medicina Interna (cão e gato), desenvolvendo a minha capacidade de resolução de casos clínicos e colaborando nos tratamentos médicos e cuidados do paciente. Para além dos já citados meios de diagnóstico, participei ainda em ecografias, ecocardiografias, ecocardiogramas, electrorretinografias, e outros.

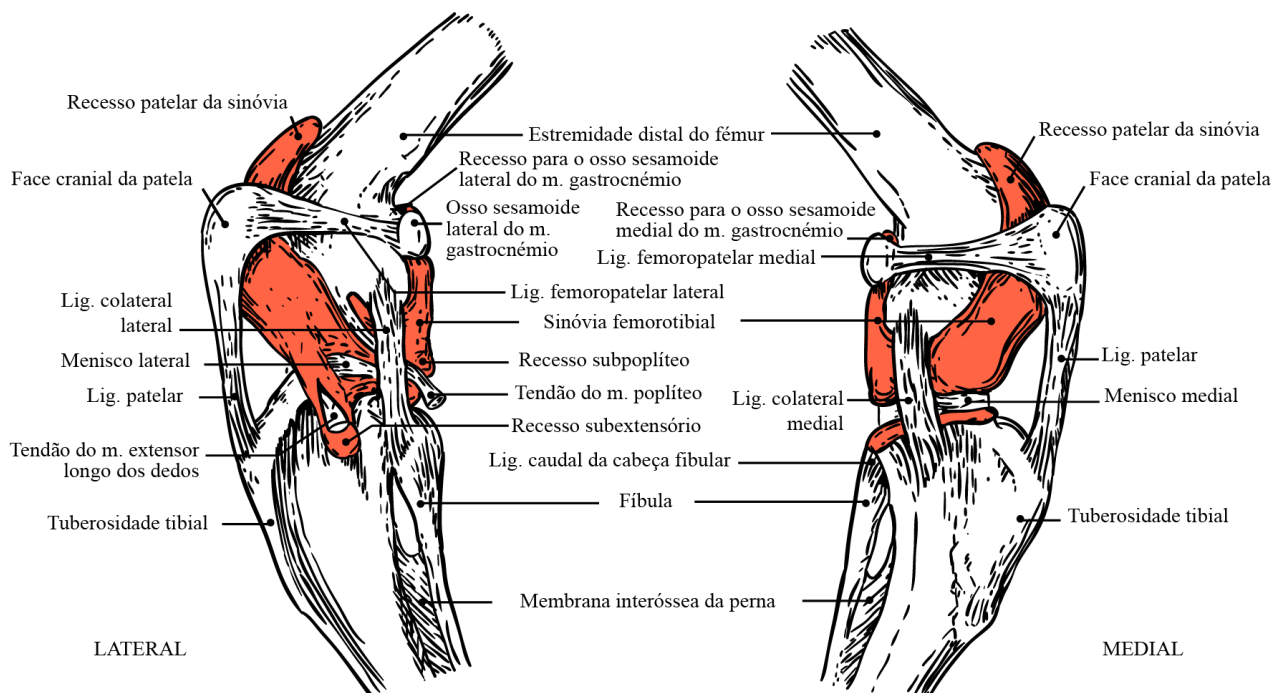
Para além da atividade cirúrgica e clínica, durante o período de estágio, participei no 1º Congresso da Associazione Ortopedica Veterinaria Italiana (AOVI), de 14 de Março de 2015, com o tema ‘Distracção articular para a artroscopia do ombro no cão’, completei o curso avançado de fixação externa linear e híbrida e o curso de TTA porosa para o tratamento da rutura do ligamento cruzado cranial, pela Ad Maiora srl. Desenvolvi o projeto de estudo da técnica TTA porosa, sobre o qual se debruça esta dissertação, em conjunto com o Dr. Rovesti e a María Jiménez Heras.

II. RUTURA DO LIGAMENTO CRUZADO CRANIAL CANINO – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1. ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

O joelho é uma estrutura complexa constituída por duas articulações, de facto é definido como uma diartrose composta. Estas duas articulações são funcionalmente distintas mas intimamente relacionadas; são a femorotibial, constituída pelos côndilos femorais que se opõem à extremidade proximal da tíbia (o plateau tibial) e a femoropatelar, que se estabelece entre a tróclea femoral e a própria patela (Figura 1) (Barone, 2000). O suporte do peso está a cargo da articulação femorotibial, enquanto a articulação femoropatelar é responsável por aumentar a eficácia mecânica do quadricípite da coxa facilitando a função extensora da perna (Vasseur, 2003).

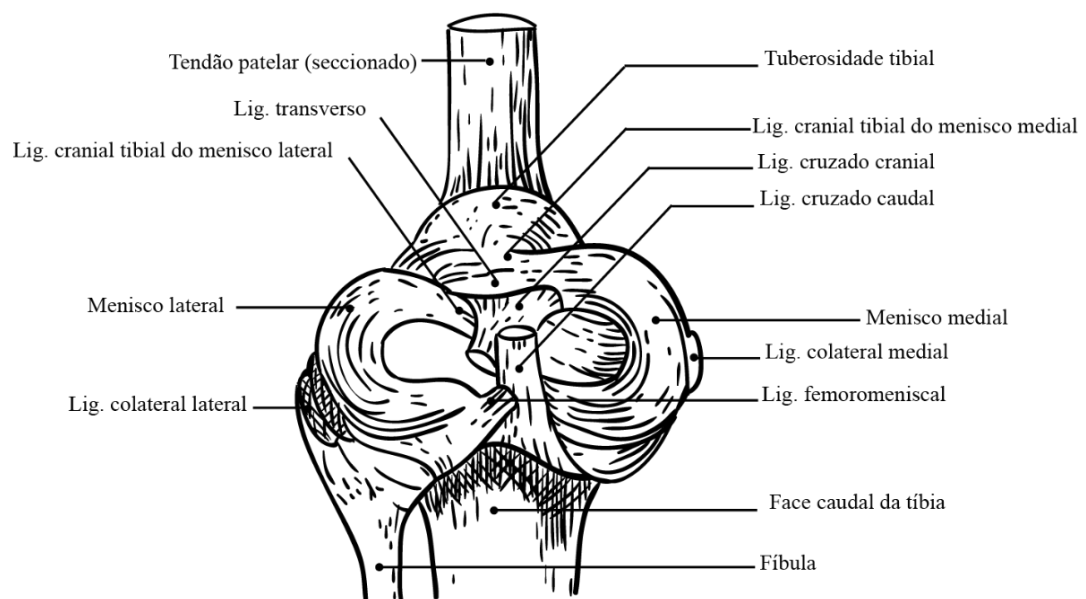
Figura 1. Ilustração da articulação do joelho. A – vista lateral; B – vista medial (adaptado de Barone, 2000).



A patela é um osso sesamoide, o maior do cão, de forma irregular, acolhida no tendão do músculo do quadricípite da coxa – o tendão patelar, que se estende desde a base da patela e ápice até à tuberosidade tibial. Apresenta uma face cranial convexa e uma face caudal que se adapta perfeitamente à tróclea femoral, onde desliza no sentido proximo-distal. É mantida em posição pelos ligamentos femoropatelares que evitam a sua luxação (Barone, 2000).

Entre as superfícies articulares do fêmur e da tíbia estão presentes duas formações complementares fibrocartilágneas de forma semilunar que são os meniscos (Figura 2) (Briggs, 2004). Estes transformam a superfície plana dos côndilos tibiais numa cavidade glenoide perfeitamente modelada aos côndilos femorais correspondentes. Têm como funções: 1) melhorar a congruência articular através do aumento da área de contacto e do preenchimento do espaço entre as superfícies de geometria desigual do fêmur e da tíbia; 2) absorção de energia e dissipação do stress pela articulação, devido ao aumento da área de contacto; 3) estabilização da articulação por aprofundamento na superfície articular do plateau tibial, auxiliando na estabilidade rotacional e de angulação; 4) prevenção das dobras da membrana sinovial entre o fêmur e a tíbia; 5) lubrificação da cartilagem articular e 6) proprioceção articular (Pozzi, Kim & Lewis, 2010). Os meniscos estão ancorados ao plateau tibial pelos ligamentos tibiais craniais e caudais. O menisco lateral é ainda suportado pelo ligamento femoral do menisco lateral. Os cornos craniais de cada menisco estão unidos entre si pelo ligamento intermeniscal ou transverso. Para além dos ligamentos que o estabilizam, o menisco medial está firmemente aderido à capsula articular e ao ligamento colateral medial (LCM), tornando-o menos móvel do que o menisco lateral, obrigando-o a mover-se em conjunto com a tíbia, ficando sujeito a maior pressão pelo côndilo femoral durante a extensão e flexão da articulação (Briggs, 2004). Ao contrário dos cornos meniscais, o corpo dos meniscos é fracamente irrigado e innervado. O plexo vascular da cápsula articular consegue nutrir apenas 25% da periferia dos meniscos, sendo que quase 2/3 do corpo são avasculares e aneurais e nutridos por difusão do líquido sinovial (Briggs, 2004).

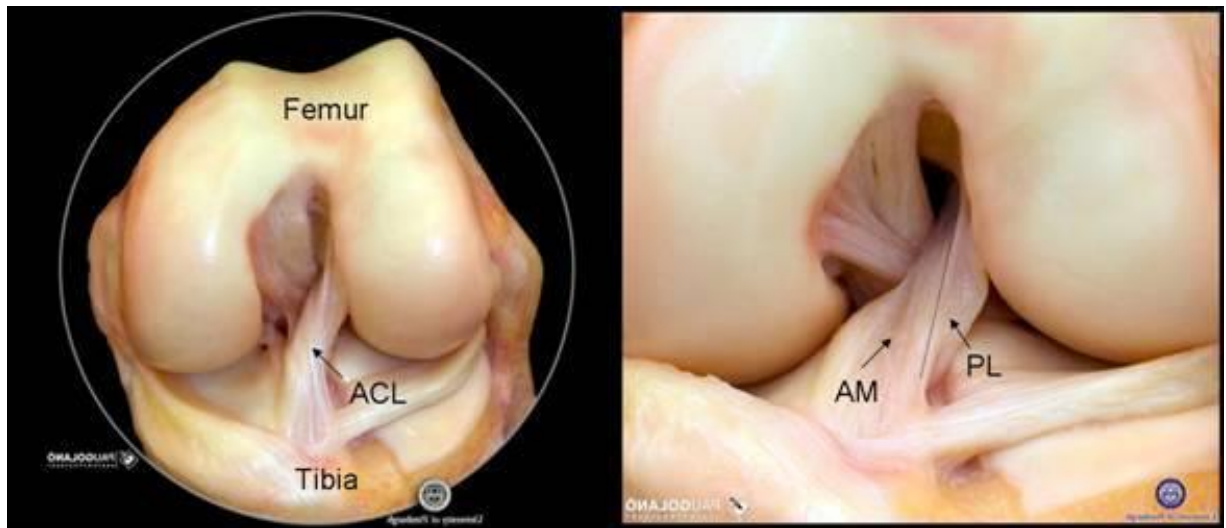
Figura 2. Ilustração dos meniscos e das inserções ligamentosas da tíbia. Vista proximo-caudal, após ablação do fémur (adaptado de Barone, 2000).



Sendo o joelho uma diartrose, ou seja, uma articulação sinovial, este apresenta um espaço articular, cartilagem de revestimento e cápsula articular com membrana fibrosa exterior e membrana sinovial interior. A membrana fibrosa da cápsula contribui para a estabilidade da articulação e, em certos pontos, é reforçada por verdadeiros ligamentos (os ligamentos colaterais lateral e medial) e ainda pelo retináculo patelar (Figura 1 – membranas sinoviais evidenciadas a laranja). Assim, apesar de existir apenas uma cápsula comum esta pode ser dividida pelos ligamentos colaterais femorotibiais, dando origem a 3 cavidades distintas que comunicam entre si: uma cranial peripatelar (entre a patela e o fémur) e duas caudais, lateral e medial (entre os côndilos femorais e tibiais). A membrana sinovial pode ser igualmente dividida em membrana femoropatelar e membranas femorotibiais lateral e medial, comunicando entre si ao nível da fossa intercondílica. Distalmente à patela as membranas fibrosa e sinovial encontram-se separadas pelo corpo adiposo infrapatelar. Da parte profunda da cápsula destacam-se duas lâminas que acompanham as margens do espaço intercondílico definindo assim o espaço extrasinovial, onde se alojam os ligamentos cruzados (Barone, 2000).

Os ligamentos cruzados são assim chamados pelo modo como se inserem no plateau tibial; entrelaçam-se em espiral nas suas porções distais (Figura 3). O ligamento cruzado caudal (LCCd) está aderido à superfície intercondílica do côndilo medial femoral, passando caudodistalmente e inserindo-se na superfície lateral do nó poplíteo da tibia. Pode ser dividido funcionalmente em duas porções: a porção cranial de maior dimensão que está em tensão durante a flexão do joelho e laxa na extensão, e a porção caudal mais pequena, tensa na extensão e laxa na flexão da articulação (Schulz, 2007). O ligamento cruzado cranial (LCCr) surge na área intercondílica do côndilo lateral femoral, estende-se craniodistalmente inserindo-se na fossa intercondílica da tibia. É funcionalmente composto por duas bandas, a banda craniomedial e a banda caudolateral, com diferentes pontos de inserção no plateau tibial (Schulz, 2007). Principalmente durante a flexão, as suas bandas são facilmente distinguíveis pelo facto de fisiologicamente o LCCr se torcer sobre si mesmo cerca de 90° (Vasseur, 2003). Por entre as suas fibras (constituídas principalmente por colagénio tipo I) existem terminações nervosas aferentes e mecanorreceptores que conferem propriedade propriocetiva ao joelho, atuando em mecanismos de retroalimentação na prevenção da hiperextensão e da hiperflexão da articulação. Esta ação protetora é alcançada através da estimulação ou relaxamento dos músculos extensores ou flexores do membro (Schulz, 2007).

Figura 3. Ligamentos cruzados. Vista cranial. ACL – ligamento cruzado cranial; AM – banda craniomedial do LCCr; PL – banda caudolateral do LCCr. (Universidade de Pittsburgh, Departamento de Cirurgia Ortopédica).

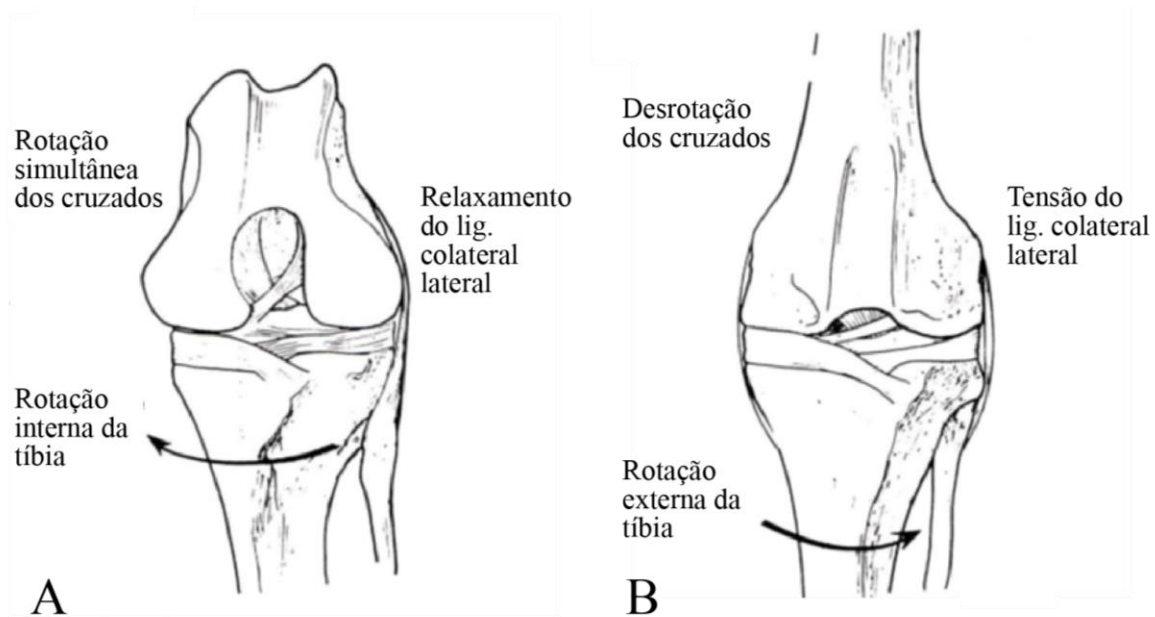


2. BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

O joelho canino é estabilizado passivamente pelos ligamentos cruzado cranial, cruzado caudal, colateral medial e colateral lateral na fase de apoio do membro durante a marcha (Tashman, Anderst, Kolowich, Havstad & Arnoczky, 2004).

Os ligamentos colaterais têm como principal função limitar a angulação varus-valgus da articulação do joelho. Tal é de maior relevância quando o joelho se encontra em extensão e ambos os ligamentos colaterais, medial (LCM) e lateral (LCL), estão em tensão (Vasseur & Arnoczky, 1981). À medida que o joelho flete, o LCM continua em tensão mas o LCL relaxa, permitindo a rotação interna fisiológica da tíbia, que é depois limitada pelos ligamentos cruzados. Com a extensão do joelho, o LCL volta a estar em tensão e auxilia na rotação externa da tíbia, permitindo o correto posicionamento do membro na fase de apoio e suporte do peso (Figura 4) (Vasseur & Arnoczky, 1981; Schulz, 2007).

Figura 4. Representação esquemática cranial do joelho canino durante a flexão (A) e a extensão (B) (adaptado de Arnoczky, 1993).



O LCCd é o principal estabilizador da articulação do joelho contra a translação caudal da tíbia (Arnoczky & Marshall, 1977; Schulz, 2007). Em oposição, o LCCr impede a translação cranial da tíbia em relação ao fêmur durante a flexão, sendo esta a principal responsabilidade da banda craniomedial que permanece em tensão durante todo o ROM (*range of motion*) da articulação (da extensão completa à completa flexão do joelho), enquanto a banda caudolateral se torna laxa durante a flexão (Figura 5) (Arnoczky & Marshall, 1977; Schulz, 2007). Durante a flexão do joelho os ligamentos cruzados entrelaçam-se um sobre o outro, limitando a rotação interna fisiológica da tíbia provocada pelo relaxamento do LCL, no entanto, estes são considerados estabilizadores secundários na medida em que a sua lesão não aumenta a magnitude da rotação interna da tíbia (Tashman et al., 2004). Em conjunto, previnem também a hiperextensão do joelho e limitam a angulação varus-valgus durante a extensão da articulação, a qual é da principal responsabilidade dos ligamentos colaterais (Schulz, 2007; Tashman et al., 2004; Vasseur & Arnoczky, 1981).

Figura 5. Ilustração do LCCr durante a flexão e extensão do joelho. Durante a flexão (A), nota-se a banda craniomedial em tensão (seta), enquanto a banda caudolateral se encontra relaxada. Na extensão (B), todo o LCCr se encontra em tensão. (adaptado de Arnoczky & Marshall, 1977).

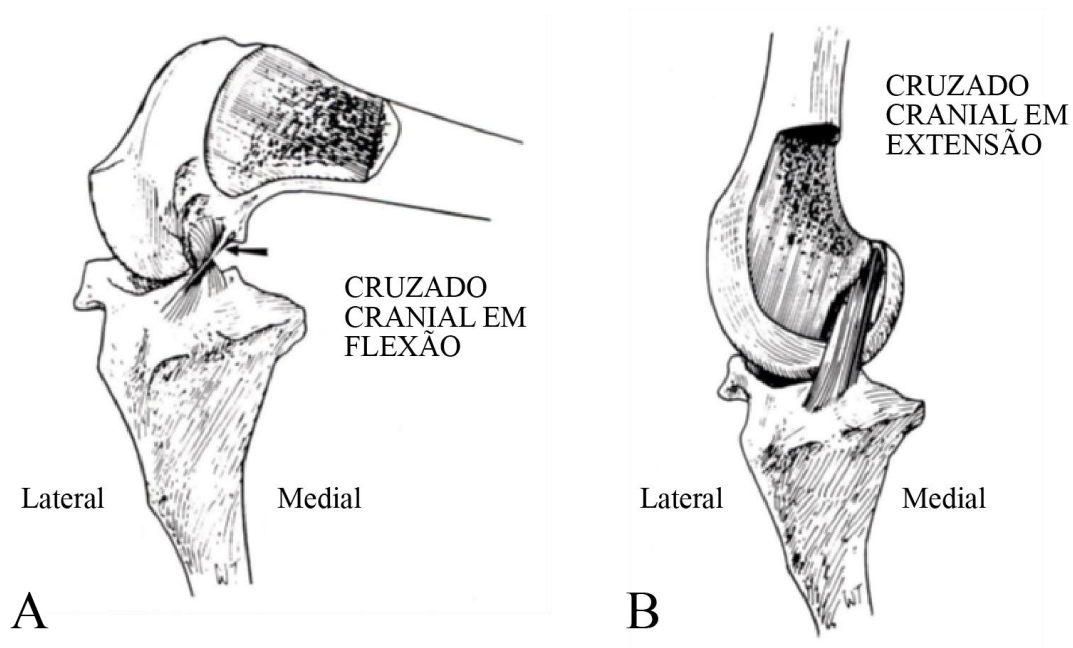
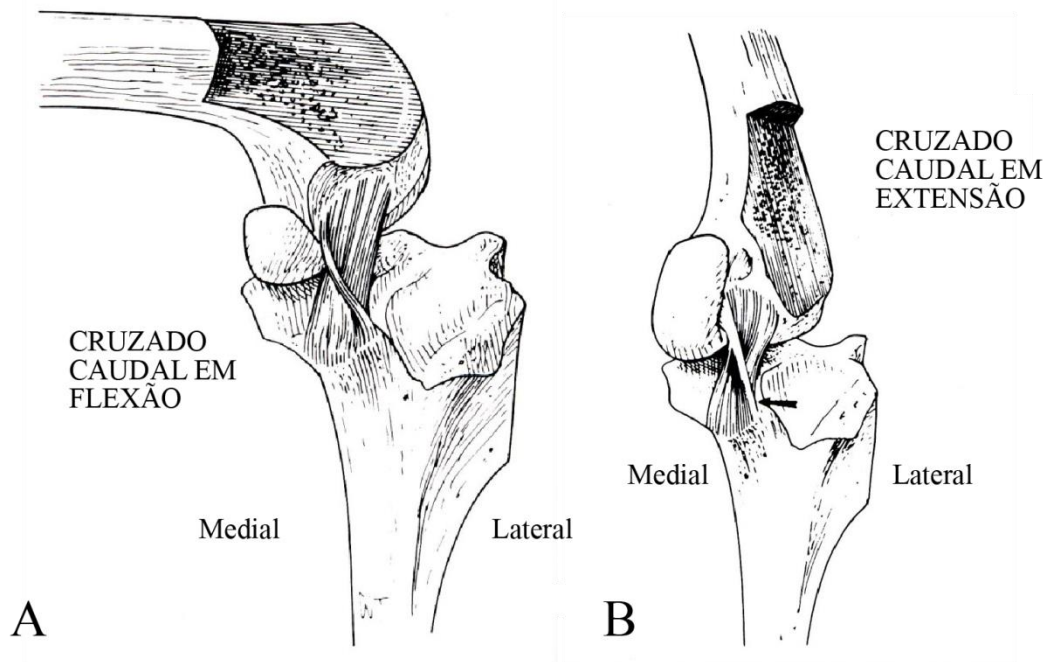


Figura 6. Ilustração do LCCd durante a flexão e extensão do joelho. Durante a flexão (A), nota-se a banda cranio em tensão, enquanto a banda caudo se encontra relaxada. Na extensão (B), apenas a banda caudal está em tensão (seta). (adaptado de Arnoczky & Marshall, 1977).



A perda do suporte passivo da articulação do joelho pelos ligamentos pode aumentar a lassidão articular mas não resulta necessariamente em instabilidade clínica articular (Heffron & Campbell, 1978). Durante a atividade, as articulações estão sujeitas a mecanismos de restrição dinâmica como aqueles produzidos pelos músculos e a força de reação ao solo (Hogan, 1985). Em conjunto, os estabilizadores passivos (ligamentos, meniscos, cápsula articular) e ativos (músculos) trabalham para manter a normal cinemática da articulação do joelho e a sua estabilidade (Cook, 2010). No modelo dinâmico ou ativo descrito por Slocum e Slocum em 1993, as massas musculares que determinam a flexão e a extensão do joelho garantem a estabilidade da articulação em conjunto com os ligamentos (estabilizadores passivos). É um modelo complementar ao modelo estático. Através do equilíbrio das suas forças durante o movimento, evitam que o membro colapse. Quando a soma dos movimentos de flexão equivale àquela dos movimentos de extensão, o joelho não se flete nem se estende porque se encontra num estado de equilíbrio de forças.

Referindo apenas às principais massas musculares que controlam os movimentos da articulação do joelho, temos a considerar os músculos do quadricípite da coxa, responsáveis pela extensão da articulação e, os músculos isquiotibiais, a cargo da flexão do joelho (Cook, 2010). Vários estudos da cinemática do joelho humano, e corroborados por Li et al. (1999), mostram que a força dos músculos do quadricípite aumenta a força do LCCr e provoca a translação cranial da tíbia. O efeito antagonista dos músculos isquiotibiais reduz a força do LCCr durante a contração simultânea dos músculos do quadricípite. Este fenómeno de co-contracção é importante na protecção do LCCr contra forças excessivas (More et al., 1993; Pandey & Shelburne, 1997; Li et al., 1999).

3. EPIDEMIOLOGIA E ETIOPATOGENIA DA RUTURA DO LCCr

A rutura do ligamento cruzado cranial é uma das causas mais comuns de claudicação do membro posterior. Não obstante anos de estudo e pesquisa, ainda não se concluíram com certeza nem as causas nem a patogénese desta doença. Todavia, já foram identificados como fatores predisponentes a raça, o sexo, a idade e o peso corporal (Whitehair, Vasseur & Willits, 1993; Duval, Budsberg, Flo & Sammarco, 1999; Witsberger, Villamil, Schultz, Hahn & Cook, 2008; Adams, Bolus, Middleton, Moores & Grierson, 2011; Guthrie, Keely, Maddock, Bright & May, 2012; Taylor-Brown et al., 2015).

Entre as raças mais afetadas estão Terra Nova, Rottweiler, Labrador Retriever, Bulldog, Boxer, West Highland White Terrier, Yorkshire Terrier, Golden Retriever, Staffordshire Bull

Terrier, Akita, São Bernardo, Mastim, Chesapeake Bay Retriever, e American Staffordshire Terrier (Whitehair et al., 1993; Duval et al., 1999; Adams et al., 2011; Guthrie et al., 2012; Taylor-Brown et al., 2015). As menos representadas são: Dachshund, Greyhound, Shih Tzu, Schnauzer miniatura, Basset Hound, Pastor Inglês (Whitehair et al., 1993; Duval et al., 1999). A incidência da doença do LCCr bilateral também é afetada pela raça, sendo os Rottweilers os mais representados (Guthrie et al., 2012). Um estudo comparativo das propriedades biomecânicas entre o Rottweiler e o Greyhound, conclui que a resistência do LCCr do Rottweiler é significativamente menor do que a resistência do ligamento do Greyhound, o que sugere a predisposição do Rottweiler à rutura do LCCr (Wingfield, Amis, Stead & Law, 2000).

Alguns autores apontam uma maior prevalência de rutura do LCCr em fêmeas, cerca de 2 vezes maior do que nos machos, e diferença significativa quando comparados os inteiros com os esterilizados, estando os últimos em maior risco (Whitehair et al., 1993; Witsberger et al., 2008; Adams et al., 2011; Taylor-Brown et al., 2015). Outros autores referem não haver diferenças entre machos e fêmeas, sejam eles esterilizados ou não (Duval et al., 1999; Guthrie et al., 2012). Apesar de na mulher os estrogénios induzirem a diminuição da síntese de colagénio do LCCr, tornando-a mais suscetível à rutura, e de no rato a ovariectomia levar à diminuição da quantidade de elastina e do diâmetro das fibras da cápsula articular da anca, a verdade é que os efeitos da hipoestrogenemia no metabolismo e propriedades mecânicas do LCCr no cão não são conhecidos (Vasseur, 2003).

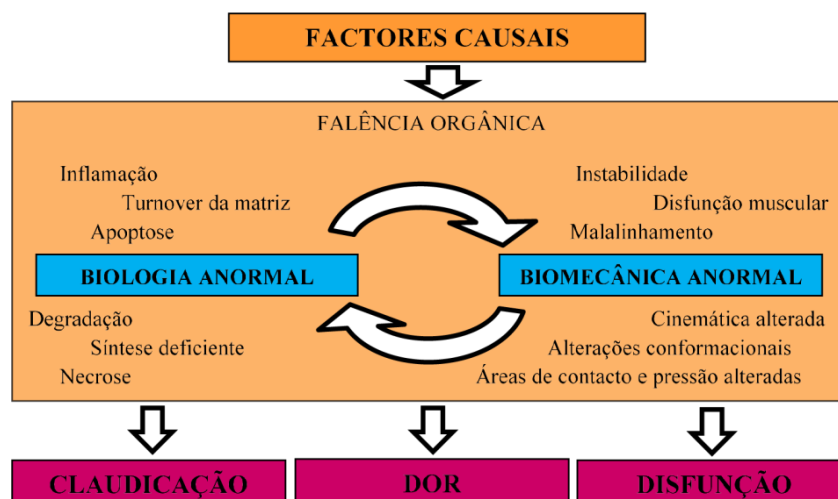
Vários estudos referem haver uma maior prevalência em cães com mais de 4 anos, com um pico entre os 7 e os 10 anos (Whitehair et al., 1993; Witsberger et al., 2008; Taylor-Brown et al., 2015). Adams et al. (2011), afirmam que cães jovens, com menos de 2 anos de idade, apresentam menor incidência de rutura do LCCr do que cães com idade superior a 8 anos. No entanto, quando nos referimos a raças de grande porte e com conformação anatómica de “pernas retas”, os cães jovens aparecem como os mais representados, tendo havido um aumento da prevalência nos últimos 20 anos (Duval et al., 1999; Piermattei, Flo & DeCamp, 2006; Guthrie et al., 2012). Já as raças de pequeno porte apresentam-se em idade mais avançada. Os mais jovens (< 4 anos) têm também maior probabilidade de desenvolver insuficiência bilateral relativamente aos mais velhos (> 7 anos) porém, tal pode dever-se ao facto de que pacientes de idade mais avançada sucumbirem a outras doenças que levem à sua morte antes do desenvolvimento da rutura do LCCr contralateral (Cabrera, Owen, Mueller & Kass, 2008; Guthrie et al., 2012).

O elevado peso corporal aumenta o risco de rutura do LCCr em cerca de 3,4 vezes, comparativamente aos indivíduos mais leves (Taylor-Brown et al., 2015). Tais conclusões

foram obtidas sem uma análise morfométrica, pelo que é difícil saber se estes cães de maior peso têm um aumento da estatura associado, em comparação com aqueles mais leves ou, se de facto o aumento do peso se deve apenas ao fenómeno de obesidade. De qualquer maneira estes dados sugerem que o peso corporal desempenha um papel significativo no desenvolvimento de doença do LCCr, tal como afirmam outros autores (Whitehair et al., 1993; Duval et al., 1999; Adams et al., 2011).

Para além dos fatores predisponentes, os possíveis fatores causais apontados podem ser subdivididos em causas primárias ou traumáticas e em causas secundárias ou crónico-degenerativas. Mas estas estão intimamente ligadas, uma vez que um ligamento degenerado é mais suscetível ao trauma (Cook, 2010). De facto, apenas uma pequena percentagem dos casos apresenta-se devido a causas puramente traumáticas. A grande maioria inclui uma componente degenerativa (Cook, 2010). A prevalência da doença do ligamento cruzado cranial é de 1,2 a 2,6% (Witsberger et al., 2008; Adams et al., 2011) e cerca de 30 a 40% dos casos apresentam rutura do LCCr do membro oposto em 2 anos (Piermattei et al., 2006; Cabrera et al., 2008; Guthrie et al., 2012). A elevada incidência na espécie canina levanta a questão de quais as causas da degenerescência precoce. Apesar da anormal biologia do ligamento entrar como primeiro fator, tal não exclui a hipótese de que a biomecânica anormal da articulação possa ser seu impulsionador e/ou o primeiro fator da patogénese da doença (Figura 7) (Cook, 2010).

Figura 7. Sumário do atual conhecimento acerca da patogénese da doença do LCCr. Vários fatores causais contribuem para o processo de falência da articulação do joelho. As alterações dos fatores biológicos e biomecânicos criam um ciclo contínuo que resulta na progressão da doença e nos sinais clínicos de claudicação, dor e disfunção, observados do fim desta cadeia de acontecimentos (adaptado de Cook, 2010).



A conformação anatômica influencia significativamente a biomecânica do joelho. O ângulo do plateau tibial (APT), o ângulo do tendão patelar (ATP), o desenvolvimento da tuberosidade tibial e a conformação dos côndilos femorais têm sido apontados como possíveis fatores causais da falência da articulação, que levam à lesão do LCCr (Figura 8) (Morris & Lipowitz, 2001; Warzee, Dejardin, Arnoczky & Perry, 2001; Reif, Hulse & Hauptman, 2002; Tashman et al., 2004; Kowaleski, Apelt, Mattoon & Litsky, 2005; Dennler, Kipfer, Tepic, Hassig & Montavon, 2006; Schwandt et al., 2006; Guerrero, Geyer, Hassig & Montavon, 2007; Apelt, Kowaleski & Boudrieau, 2007; Inauen, Koch, Bass & Haessig, 2009; Cabrera et al., 2008; Brown, Bertocci & Marcellin-Little, 2014). Também o joelho varo, a luxação da patela e a estenose do espaço intercondílico se apresentam como fatores biomecânicos causais (Figura 8) (Duval et al., 1999; Piermattei et al., 2006; Griffon, 2010).

Quando um cão está em posição de suporte do peso, a força de reação do solo é contrariada pela contração muscular (quadricípites da coxa e gastrocnêmio). A combinação destas forças na articulação do joelho, comprimem o fêmur contra o plateau tibial. A inclinação do plateau tibial converte a força compressiva femorotibial nas suas ortogonais, uma delas a força de cisalhamento cranial. Normalmente esta última não induz a translação cranial da tíbia pois é contrariada por um LCCr intacto e pela ação sinérgica dos músculos isquiotibiais (Henderson & Milton, 1978). A força de cisalhamento cranial foi chamada de cranial tibial thrust (CrTT) por Slocum e Devine (1983). De acordo com Slocum, a força compressiva durante o suporte do peso, assume-se paralela ao eixo funcional da tíbia e divide-se numa força de direção cranial, responsável pela translação cranial da tíbia e, na força compressiva articular (Slocum & Devine, 1983). A magnitude do CrTT é em função das forças reativas externas, da força de contração muscular e da inclinação do plateau tibial. O aumento do ângulo do plateau tibial resulta num aumento da força do LCCr e dos restantes ligamentos da articulação (Brown et al., 2014). Quando o CrTT excede a resistência do LCCr, o ligamento sofre rutura parcial ou total (Slocum & Slocum, 1993). Tendo em conta que a inclinação do plateau tibial do joelho do cão varia entre 15 a 60°, em vez dos 5-7° como no homem, a excessiva inclinação predispõe a um maior CrTT, concluindo-se que esta é um fator causal principal que está na base da lesão do LCCr no cão (Morris & Lipowitz, 2001; Warzee et al., 2001; Reif et al., 2002). Apesar de tal, muitos cães com uma grande inclinação do plateau tibial não desenvolvem lesão do LCCr (Wilke, Conzemius, Besancon, Evans & Ritter, 2002).

Tepic, Damur e Montavon (2002) sugerem o ângulo do tendão patelar (entre o tendão patelar e o plateau tibial) como fator predisponente à rutura do LCCr, assumindo que a força compressiva durante o suporte do peso se assume paralela ao tendão patelar e que a força de cisalhamento femorotibial é dependente deste, ocorrendo quando o ATP é superior a 90°.

Assim, para além da inclinação do plateau tibial, a inserção do tendão patelar tem influência na biomecânica articular (Apelt et al., 2007; Brown et al., 2014). O desenvolvimento da tuberosidade tibial parece ser relevante na génese da doença do LCCr, sendo que cães que apresentem uma tuberosidade tibial menos desenvolvida mostram um maior CrTT e por isso um maior risco de rutura do LCCr. (Guerrero et al., 2007; Inauen et al., 2009). Na verdade, a redução do ATP até aos 90° através do avanço cranial da tuberosidade tibial (onde se insere o tendão patelar) parece não afetar significativamente a força de um LCCr intacto, no entanto esta vê-se reduzida quando se trata de um LCCr deficiente (Brown et al., 2014). A flexão do membro posterior pode ser um mecanismo compensatório eficaz na lesão do LCCr, já que evita a inclinação do tendão patelar em relação ao plateau tibial, reduzindo o CrTT durante a fase de apoio do membro no ciclo da marcha (Dennler et al., 2006).

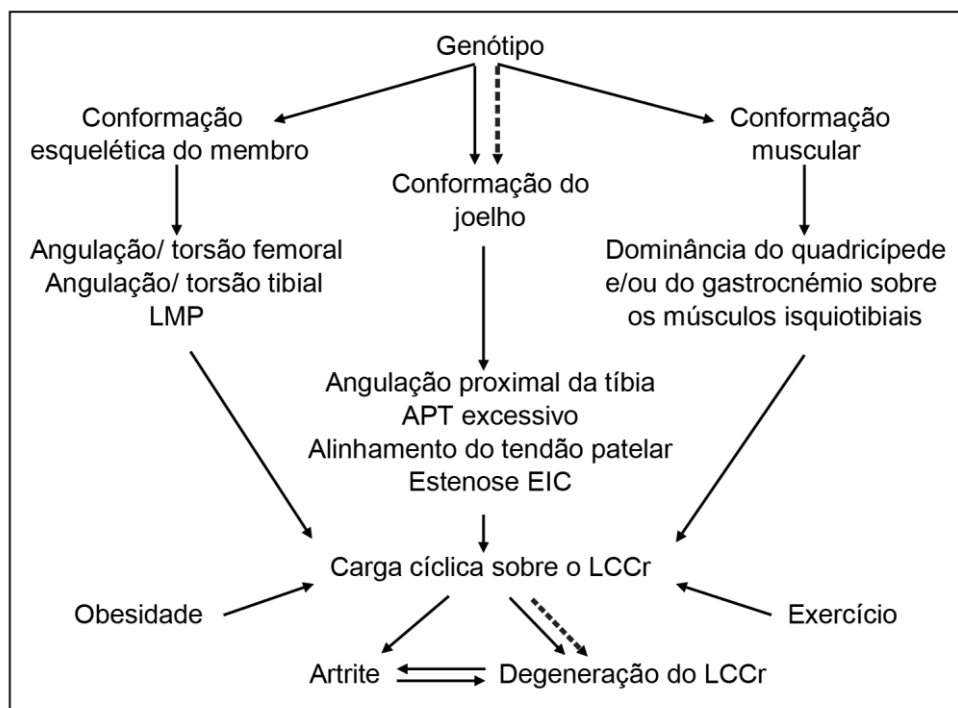
Já a conformação dos côndilos femorais, apesar de não ser considerada um fator causal da rutura do LCCr (Guerrero et al., 2007), parece ter influência significativa na biomecânica articular com efeitos na força do LCL e consequente rotação interna da tíbia, que se mostra bastante sensível à localização da inserção do tendão patelar (Brown et al., 2014).

A concorrente luxação da patela é frequente nos cães de pequeno porte e provavelmente esta é a causa inicial da rutura do LCCr, devido à instabilidade tibial originada pela luxação patelar (Piermattei et al., 2006). O mau alinhamento articular provocado por uma luxação patelar, aumenta o stress sobre o LCCr. O mesmo se passa para cães com joelho em *varus*, onde o mau alinhamento da articulação pode exacerbar o processo degenerativo do LCCr, conduzindo assim à rutura prematura do ligamento (Duval et al., 1999).

Também a dominância dos músculos do quadricípite em relação aos músculos isquiotibiais, pode diminuir a ação destes últimos, a de contrariar o CrTT (Griffon, 2010).

Qualquer disfunção dos estabilizadores passivos, dos estabilizadores dinâmicos, ou de ambos, pode resultar na instabilidade da articulação do joelho e consequentemente na rutura do LCCr (Cook, 2010). A repetida instabilidade mecânica e sucessivas subluxações dinâmicas, num joelho com LCCr deficiente, podem ser causa de progressão da doença articular degenerativa (DAD). (Korvick, Pijanowski & Schaeffer, 1994)

Figura 8. Fatores implicados na patogênese da rutura do LCCr e a sua relação. A genética poderá ter influência direta nas propriedades estruturais do ligamento (linha tracejada) ou influenciar outros fatores que contribuem para o desenvolvimento da doença do LCCr. TPA – ângulo do plateau tibial; LMP – luxação medial da patela; EIC – estenose do espaço intercondílico. (adaptado de Griffon, 2010).



As alterações biológicas que ocorrem no LCCr canino podem ser devidas a causas infecciosas, imuno-mediadas, genéticas, metabólicas, hormonais e disfunções primárias celulares e/ ou da matriz (Cook, 2010).

Parecem estar envolvidas componentes genéticas em certas raças de cães, em particular no Terra Nova, e estas podem contribuir para as alterações conformacionais que estão na origem de uma biomecânica anormal do joelho (Wilke et al., 2006). Contudo, ainda não foi atribuída uma causa genética única, nem aplicável a todos os pacientes. (Wilke, Conzemius & Rothschild, 2005). Por exemplo, num estudo efetuado com microscopia eletrónica, constatou-se que o diâmetro das fibras de colagénio no Labrador é menor comparativamente ao diâmetro no Greyhound (Houlton, 2008). Ainda no mesmo estudo, chegaram à conclusão de que a taxa de renovação celular do LCCr parece estar aumentada nos cães das raças predispostas (Houlton, 2008).

Os efeitos de uma castração ou esterilização precoce na função das placas de crescimento podem também contribuir para as alterações conformacionais associadas à doença do LCCr (Slauterbeck, Pankratz, Xu, Bozeman & Hardy, 2004; Duerr et al., 2007).

O metabolismo do osso, ligamentos e cartilagem pode ser determinantemente afetado pela presença ou ausência de fatores metabólicos sistêmicos, como as hormonas da tiroide e paratiroide, vitamina D, mucopolisacaridoses, fatores de crescimento, nutrientes e enzimas de degradação. Os mediadores inflamatórios do metabolismo da gordura, do metabolismo da cartilagem articular e do osso subcondral, a degeneração meniscal e/ ou a sinovite podem também ter consequências na saúde do ligamento (Cook, 2010).

A apoptose e necrose celular do LCCr têm sido apontadas como mecanismo primário da doença, na medida em que influenciam o tipo de colagénio e o tamanho das fibrilas (Comerford, Tarlton, Innes, Johnson, Amis & Bailey, 2005). Alterações fenotípicas que resultem em alterações na síntese da matriz extracelular têm sido consideradas tanto causa como efeito da doença do LCCr. Estas podem induzir a produção de mediadores inflamatórios e de enzimas que despoletam a degradação do LCCr, bem como toda a doença articular. No entanto, ainda não se conhece nem o grau de envolvimento de tais mediadores e enzimas nem o momento no processo de falência do LCCr e de iniciação e progressão da osteoartrite (OA) (Cook, 2010).

Sendo o LCCr intra-articular mas extra-sinovial, tal quer dizer que o LCCr é protegido do ambiente intrassinovial e que por sua vez, o ambiente intrassinovial é protegido do LCCr. As estruturas intrassinoviais como a cartilagem articular, a membrana sinovial interna e os meniscos comunicam constantemente com o LCCr, mas esta comunicação é filtrada pela barreira sinovial. Quando há perda desta barreira protetora o LCCr é exposto ao ambiente intrassinovial e vice-versa. As consequências podem ser graves, tanto para o ligamento como para a articulação, incluindo o aumento da libertação de mediadores inflamatórios e de enzimas de degradação, proliferação celular, recrutamento de células inflamatórias e do sistema imunitário e, produção de anticorpos anti-colagénio em alguns casos (Cook, 2010). Não se sabe ao certo se tal exposição se deve a causas biológicas ou mecânicas, ou ambas, mas a deteção de anticorpos anti-colagénio e de complexos imunes no líquido sinovial em cães com rutura do LCCr, levanta a possibilidade da intervenção destes mecanismos na doença do LCCr (Vasseur, 2003; Cook, 2010).

As causas traumáticas estão diretamente relacionadas com a limitação dos movimentos da articulação do joelho. Movimentos excessivos e repentinos de rotação (por exemplo, quando o animal muda rapidamente a direção do seu percurso); este tipo de lesão é muito frequente em cães com um tónus muscular insuficiente e, portanto, incapaz de suportar a articulação do joelho em alturas de maior stress. Também a hiperextensão do joelho, causada por exemplo quando o cão prende a perna num buraco, pode ser causa de rutura do LCCr já que este é o

seu principal limitador (Arnoczky, 1993). Por fim, qualquer trauma direto à articulação pode causar a rutura parcial ou total, de um ou de ambos os ligamentos cruzados. O mecanismo e o grau de tal lesão dependem da intensidade e da direção da força traumática e da posição da articulação quando estas forças são aplicadas (Arnoczky, Torzilli & Marshall, 1977).

4. DIAGNÓSTICO DE RUTURA DO LCCr

O diagnóstico de rutura do LCCr é baseado na história de claudicação e na demonstração da instabilidade craniocaudal da articulação do joelho durante o exame ortopédico (Vasseur, 2003). No entanto, para um diagnóstico definitivo é necessária uma abordagem sistemática ao paciente que se inicia com a sua identificação, recolha da história pregressa e sinais clínicos, passando depois ao verdadeiro exame físico com pesquisa do movimento de gaveta e finalmente aos exames complementares como a radiografia e a artroscopia. Esta metodologia é fundamental para diagnosticar todas aquelas ruturas parciais e/ou degenerativas, nem sempre relacionadas com uma sintomatologia evidente e que portanto podem passar inobservadas a um exame pouco atento.

4.1. Apresentação clínica, história e sinais

Todos os cães podem sofrer de rutura do LCCr, independentemente do género, idade ou raça. Contudo, os dados epidemiológicos apontam-nos para os cães jovens, ativos e de grande porte (Schulz, 2007).

Sendo a rutura do LCCr uma das causas mais frequentes de claudicação do membro posterior no cão, esta hipótese deve ser sempre considerada. A insurgência e o grau de claudicação podem variar conforme o tipo de lesão que afeta o animal, considerando-se as apresentações clínicas aguda, crónica e de rutura parcial (Schulz, 2007).

Nos casos agudos de rutura do LCCr os pacientes apresentam uma claudicação repentina após um insulto traumático, em que deixam de suportar completamente o seu peso ou fazem-no apenas de modo parcial (Schulz, 2007; Vasseur, 2003). Apesar da dor se revelar precocemente, impedindo que o paciente apoie o pé, a maioria dos cães irá recomeçar a usar o membro afetado dentro de duas a seis semanas sem qualquer tipo de tratamento, mostrando uma aparente melhoria gradual dos sinais clínicos de dor e claudicação nos meses sucessivos até novo declínio, normalmente devido ao dano meniscal subsequente (Piermattei et al., 2006; Schulz, 2007). Neste momento as alterações degenerativas de osteoartrite estão presentes e a perda funcional é continua até ao tratamento cirúrgico (Piermattei et al., 2006). Por norma, em

cães de pequeno porte a re-estabilização articular é ótima e a claudicação fica resolvida (Denny & Butterworth, 2000).

Os cães com lesão crónica (o quadro clínico mais frequente) apresentam uma claudicação menos evidente e insidiosa, conseguindo suportar o seu peso durante a marcha, que se acentua após o exercício físico ou ao acordar (Schulz, 2007; Vasseur, 2003). Os proprietários podem referir sinais mais discretos como dificuldade em levantar-se e/ou sentar-se (Schulz, 2007). Estes pacientes podem ter uma história de trauma agudo que evoluiu para a cronicidade (como descrito anteriormente) ou pelo contrário sofrer de processos degenerativos que levam eles próprios à rutura do LCCr. Em qualquer dos casos, a claudicação crónica está sempre associada ao desenvolvimento da doença articular degenerativa (Schulz, 2007).

A rutura parcial do LCCr é de difícil diagnóstico nas fases iniciais da lesão. O paciente pode apresentar uma claudicação ligeira associada ao exercício, que desaparece após o repouso. Ao longo do tempo, a instabilidade articular agrava-se juntamente com as alterações degenerativas, tornando mais evidentes a claudicação e a dor, que deixam de se resolver com o repouso (Schulz, 2007).

4.2. Exame físico e ortopédico

O exame físico deve iniciar-se com a observação geral do animal, quer em estação quer em movimento. O paciente deve ser avaliado quanto à condição corporal, capacidade de suporte do peso, assimetria articular ou inchaço dos tecidos moles, atrofia muscular e alinhamento das articulações (Piermattei et al., 2006). É importante a observação do paciente em movimento para avaliar o grau de claudicação e possíveis alterações nos andamentos, identificando o membro afetado. O animal deve ser observado em marcha e se necessário a trote; as curvas apertadas podem ser úteis para identificar claudicações não aparentes (Piermattei et al., 2006). O cão que sofre de rutura do LCCr tende a suportar o seu peso apenas pelos membros sãos, alterando o seu baricentro para uma posição mais avançada e lateralizada no sentido contrário ao do membro afetado. Durante todo o ciclo da marcha e mesmo em estação, o membro afetado encontra-se em ligeira flexão e pode observar-se uma tumefação da face medial do joelho com uma marcada atrofia dos músculos da coxa nos casos crónicos (Vasseur, 2003).

Após a determinação do membro afetado, procede-se com a palpação. Com o animal em estação, em posição mais simétrica possível, a palpação deve ser feita em ambos os membros posteriores simultaneamente, notando quaisquer assimetrias musculares e articulares, inchaço, calor, pontos de dor, crepitação e mau alinhamento dos pontos de referência (Piermattei et al., 2006). Num joelho lesionado, a efusão articular torna as margens do tendão patelar menos distintas (Piermattei et al., 2006; Vasseur, 2003). Nas situações crónicas verifica-se o

fenómeno de espessamento medial da cápsula articular que ocorre como tentativa de resposta à instabilidade do joelho. Este é causado pela formação de osteófitos ao longo das margens trocleares e pela formação de tecido fibrótico ao longo do côndilo medial e da tíbia proximal (Piermattei et al., 2006; Schulz, 2007; Vasseur, 2003). Apesar de estabilizar em parte a articulação do joelho com rutura do LCCr, não é suficiente para prevenir a sua contínua degeneração (Piermattei et al., 2006). Os cães com lesão crónica podem apresentar maior atrofia muscular (quando comparada com o membro contralateral saudável) e a crepitação pode ser evidente (em consequência da lesão meniscal) (Schulz, 2007). A ausência de crepitação durante o exame físico não garante a ausência de lesão dos meniscos, uma vez que a correlação entre os achados físicos e artroscópicos é baixa (Vasseur, 2003).

Posteriormente, com o animal em decúbito é possível uma palpação e manipulação mais cuidada, no entanto impede a comparação simultânea com o membro contralateral. É avaliado o ROM articular e são efetuados os testes que aferem sobre a instabilidade craniocaudal do joelho, o teste do movimento de gaveta (Figura 9) e o teste de compressão tibial (Figura 10) (Piermattei et al., 2006). As manobras efetuadas não produzem dor num animal saudável, pelo que a deteção desta é indicativa da localização da lesão. É aconselhável primeiro a manipulação do membro saudável evitando stressar o animal e garantindo a sua cooperação (Piermattei et al., 2006). A contração muscular devida ao nervosismo do paciente pode mascarar a instabilidade articular (Schulz, 2007). Normalmente nas lesões agudas, apesar da apreensão do paciente, a dor é mínima ou mesmo ausente, já nos casos de rutura parcial do ligamento o paciente manifesta dor durante a hiperextensão (Schulz, 2007).

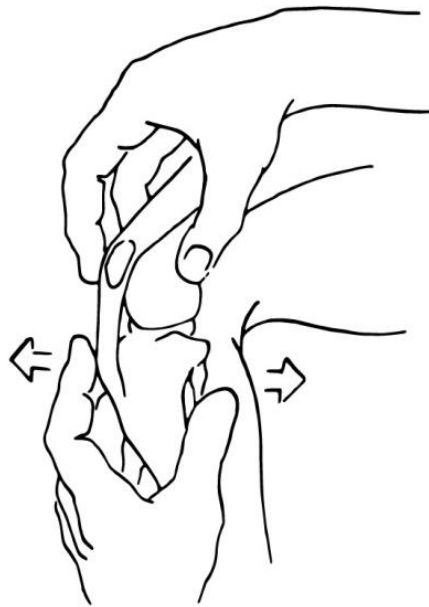
Na rutura parcial, a instabilidade pode ser difícil de evidenciar nas fases iniciais, pois a porção intacta do LCCr pode ser suficiente para dar estabilidade à articulação. A rutura da banda caudolateral do LCCr não se reflete numa articulação instável, já que a banda craniomedial intacta permanece tensa em todo o ROM articular. Se ocorrer a rutura apenas da banda craniomedial, o joelho é estável durante a extensão (estabilidade conferida pela banda caudolateral intacta) e instável na flexão (Arnoczky & Marshall, 1977). Deste modo, é notável a importância de testar a instabilidade do joelho em todo o ROM articular (Piermattei et al., 2006).

O diagnóstico é então baseado na demonstração do movimento de gaveta, patognomónico da rutura do LCCr, usando técnicas de palpação diretas (Figura 9) ou indiretas (Figura 10), com o paciente em decúbito lateral (Piermattei et al., 2006; Schulz, 2007). O movimento de gaveta é a translação da tíbia em relação ao fémur, que é neutro num indivíduo adulto com o LCCr intacto, ou seja, nem cranial nem caudal. Deve ser testado em flexão, posição neutra de apoio e extensão do joelho (Piermattei et al., 2006). Na lesão aguda e grande instabilidade do joelho

o movimento de gaveta é bastante evidente. Já nas lesões crónicas do LCCr ou na rutura parcial, tal movimento pode ser menos claro, o que requer atenção redobrada durante o exame (Piermattei et al., 2006). O fenómeno de espessamento medial da cápsula, ou seja, fibrose periarticular em consequência da cronicidade da lesão, pode mascarar quase completamente o movimento de gaveta, mas qualquer que ele seja é sempre considerado anormal. Nos cães jovens, ainda com o esqueleto imaturo, é visível um ligeiro movimento de gaveta considerado normal devido à lassidão articular; pára abruptamente quanto o LCCr intacto sofre tensão (Piermattei et al., 2006). Na rutura parcial do LCCr, o movimento de gaveta é menor e pode ser apreciado apenas na flexão, enfatizando a necessidade da sua avaliação em todo o ROM da articulação do joelho (Piermattei et al., 2006). É necessário não confundir a rotação normal da tíbia com o movimento de gaveta. De um modo geral, cães de grande porte apresentam um menor movimento de gaveta comparativamente a cães de pequeno porte (Piermattei et al., 2006).

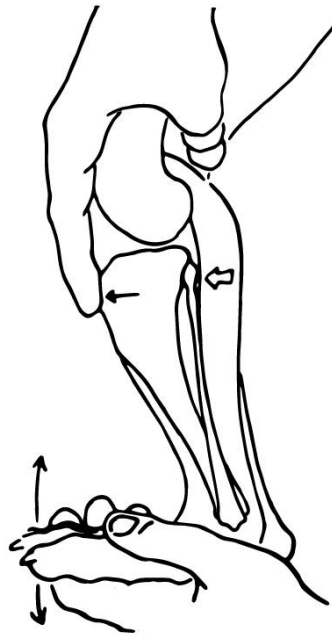
Para a palpação direta do movimento de gaveta (Figura 9) o dedo indicador de uma mão é colocado na região cranio-proximal da patela e o polegar é colocado caudalmente na região lateral da fabela. O dedo indicador da outra mão é colocado na região cranial da crista tibial com o polegar caudalmente na cabeça da fíbula. Os dedos devem estar junto do osso o mais possível, evitando os tecidos moles. Com o fémur estabilizado, a tíbia é empurrada para a frente e depois para trás, num movimento craniocaudal de direção paralela ao plano transversal do plateau tibial. Este movimento deve ser rápido mas gentil e repetido várias vezes para detetar a translação cranial da tíbia em relação ao fémur. Iniciado com o membro em extensão, deve ser avaliado no ROM articular (Piermattei et al., 2006).

Figura 9. Teste do movimento de gaveta. Os dedos devem ser diretamente posicionados sobre as proeminências ósseas do joelho (patela e fabela lateral com uma mão, crista tibial e cabeça da fíbula com a outra). A articulação deve ser testada na extensão completa, posição neutra de apoio do membro e na flexão (Vasseur, 2003).



O teste de compressão tibial é a maneira indireta ou dinâmica de testar o movimento de gaveta ou seja, a subluxação cranial da tibia (Piermattei et al., 2006). Este teste foi descrito por Henderson e Milton em 1978 e pretende simular a situação de suporte de peso durante a marcha. Consiste na compressão conjunta do fêmur e da tibia através da flexão do tarso, com a articulação do joelho a 135° (ângulo em que se encontra durante a fase de apoio do membro). Quando existe um LCCr lesionado, a tensão gerada no músculo gastrocnêmio cria uma forte tração caudodistal do fêmur e consequentemente a tibia trasla cranialmente (Henderson & Milton, 1978). Este teste é a base filosófica das técnicas de estabilização dinâmica da articulação do joelho com rutura do LCCr. (Slocum & Slocum, 1993; Montavon, Damur & Tepic, 2002). Com o joelho em ligeira extensão, o metatarso é fletido dorsalmente o mais possível com uma mão, enquanto a mão oposta, com o dedo indicador colocado sobre a região cranial do fêmur, tendão patelar e crista tibial, mantém o joelho em posição e deteta o avanço cranial da crista tibial quando o metatarso é fletido. Este movimento deve ser rápido mas gentil e repetido varias vezes (Figura 10) (Piermattei et al., 2006). A interpretação desta manobra é mais subjetiva do que a palpação direta do movimento de gaveta, mas tem a vantagem de mimetizar a situação clínica, de incitar menos dor nos animais com rutura do LCCr e de ser mais fácil de efetuar, principalmente em cães de grande porte (Piermattei et al., 2006; Schulz, 2007).

Figura 10. Teste de compressão tibial. (Vasseur, 2003).



Se o paciente não estiver relaxado pode ser difícil incitar o movimento de gaveta. Portanto, se a suspeita de rutura do LCCr é forte, pode-se recorrer à sedação do animal para contrariar a tensão muscular (Schulz, 2007).

Testar o aumento da rotação interna da tíbia pode auxiliar no diagnóstico de lesão crónica ou de rutura parcial do LCCr (Piermattei et al., 2006).

A suspeita de lesão meniscal ocorre quando na flexão e extensão (com ou sem rotação) e no teste do movimento de gaveta (direto ou indireto) se sentem crepitações. No entanto, a sua ausência não exclui esta hipótese (Piermattei et al., 2006; Schulz, 2007).

4.3. Exames complementares de diagnóstico

4.3.1. Radiografia

O exame radiográfico tem pouco valor no que respeita à visualização da rutura do LCCr, melhor apreciada na artroscopia ou artrotomia (Piermattei et al., 2006). As alterações radiográficas em pacientes com rutura do LCCr não são específicas e podem ser encontradas noutras doenças do joelho, incluindo infeção, neoplasia dos tecidos moles e osteoartrite. Apesar disso, a radiografia é capaz de documentar a presença de OA e apontar sinais que nos sugerem a presença de uma rutura do LCCr, sendo de grande utilidade quando os sinais clínicos são pouco evidentes (Piermattei et al., 2006; Schulz, 2007; Denny & Butterworth, 2000).

Os sinais radiográficos presentes num joelho canino com rutura do LCCr são (Piermattei et al., 2006; Comerford, 2005; Schulz, 2007):

- Osteófitos. Essencialmente em torno da patela distal, na região supratrocLEAR, nas margens da tibia e fémur e na fabela.
- Sinal da almofada de gordura. Na projeção latero-lateral é observado um triângulo radioluciente de gordura normalmente presente desde a patela distal até ao fémur e tibia. Com a efusão sinovial ou a fibrose, esta região da almofada adiposa torna-se mais rádio-opaca e portanto a região cranial ao fémur nota-se mais branca.
- Distensão caudal da cápsula articular. Causada pela efusão sinovial.
- Subluxação cranial. Normalmente, na projeção latero-lateral com o membro não stressado, a subluxação cranial não é visível. Se for detetada pode ser indicativo de lesão meniscal que obriga ao avanço da tibia.
- Avulsão da inserção do LCCr. São raras e normalmente só em cães jovens.

Radiograficamente os meniscos não são visíveis já que têm opacidade de tecido mole, no entanto, pode-se suspeitar de lesão meniscal quando há diminuição do espaço intra-articular ou quando se observam calcificações no seu local de inserção (Thrall, 2007).

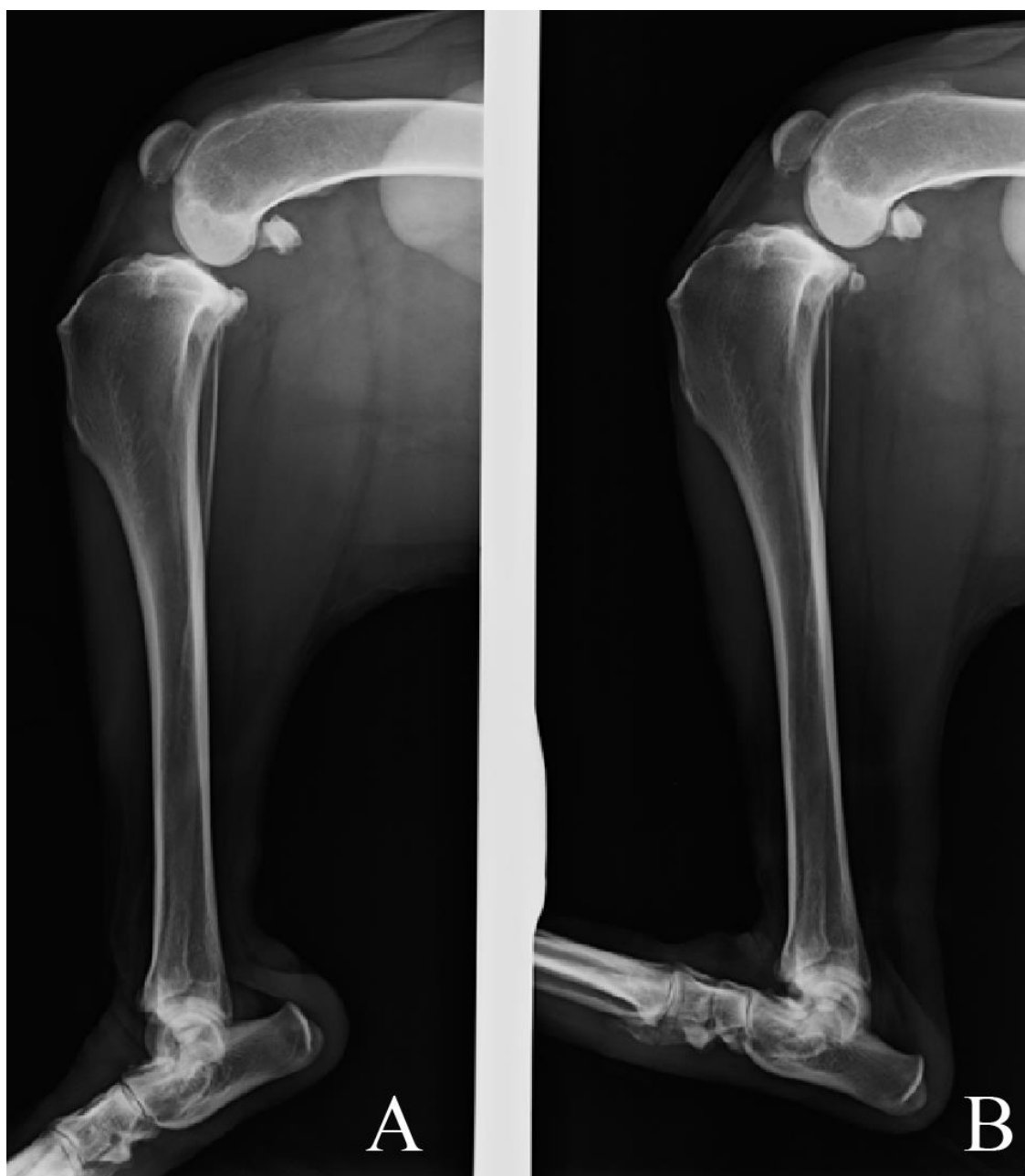
Figura 11. Radiografia medio-lateral de um joelho canino com rutura do LCCr.



É importante obter as duas projeções ortogonais da articulação do joelho e, se possível, de ambos os joelhos, permitindo a comparação entre achados radiográficos normais e os indicativos de doença. Deste modo, é possível atribuir um valor prognóstico relativamente à probabilidade de rutura do ligamento quando comparado com a articulação contralateral clinicamente normal. O paciente deve ser sedado ou submetido a anestesia geral para a obtenção de radiografias de diagnóstico, já que é de real importância o perfeito alinhamento e angulação do membro (Comerford, 2005).

Especificamente para o diagnóstico da rutura do LCCr, as projeções ortogonais padronizadas são suficientes e ajudam na exclusão de outras patologias (Comerford, 2005). Podem ainda ser realizadas radiografias dinâmicas (Figura 12), com compressão tibial, que evidenciam o movimento de gaveta característico da rutura do LCCr. As radiografias dinâmicas são frequentemente usadas na suspeita de lesão dos ligamentos articulares e têm sido descritas com o intuito de permitir a completa apreciação da perda de suporte por parte dos ligamentos lesionados e ainda registar numa imagem a lassidão observada durante a palpação (Comerford, 2005; Rooster, Ryssen & Bree, 1998). A sensibilidade da radiografia medio-lateral dinâmica é de 97%, comparada com 86% do teste direto do movimento de gaveta, e a especificidade é de 100% e 98% respetivamente (Rooster et al., 1998). Ao contrário do teste realizado durante o exame físico, esta projeção deve ser feita com o joelho a 90° de flexão, assegurando assim a identificação da rutura do LCCr quer esta seja total ou parcial (em extensão é provável um resultado falso negativo se apenas a banda craniomedial apresentar rutura, uma vez que a banda caudolateral pode mascarar a instabilidade) (Rooster et al., 1998). Na rutura do LCCr a tíbia desloca-se cranialmente em relação ao fémur, o que faz com que se note uma posição mais cranial das eminências intercondílicas da tíbia em relação ao contorno dos côndilos femorais; traçando uma linha vertical tangente à fabela esta não irá tocar a cabeça fibular, ao contrário do que acontece numa radiografia normal (não dinâmica) (Figura 12) (Piermattei et al., 2006).

Figura 12. Radiografia medio-lateral da articulação de um joelho canino com rutura do LCCr, em projeção normal (A) e projeção dinâmica (B).



Para além do objetivo diagnóstico, as radiografias são fundamentais no planeamento pré-operatório de certas técnicas cirúrgicas, como as osteotomias corretivas (TPLO, TTA), e requerem projeções específicas para medir com exatidão os parâmetros necessários (ângulo do plateau tibial, ângulo do tendão patelar, avanço da tuberosidade tibial).

A radiografia medio-lateral é efetuada com o membro a 135° de extensão. Este ponto de referência é baseado em observações clínicas e experimentais do joelho canino durante o suporte do peso e reflete a fase de apoio do membro durante a marcha, como determinado

pela análise cinemática (Hottinger, DeCamp, Oliveier, Hauptman & Soutas-Little, 1996; DeCamp et al., 1993; Schaefer, DeCamp, Hauptman & Walton, 1998; Tashman et al., 2004). A escolha deste ângulo para as medições no planeamento pré-operatório prende-se com o objetivo da estabilização dinâmica (Montavon, Damur & Tepic, 2004; Slocum & Slocum, 1993). O posicionamento do membro influencia a aparência radiográfica e a eficácia da sua análise (Reif et al., 2004). É essencial que as articulações do joelho e do tarso estejam paralelas à cassete radiográfica, assegurando o alinhamento das articulações (confirmado pela sobreposição dos côndilos femorais) (Reif et al., 2004; Comerford, 2005). O feixe de raio-X tem que ser centrado no espaço articular femorotibial e colimado de maneira a incluir o tarso. A colocação do membro numa posição cranial e proximal, relativamente ao feixe de raio-X, leva à sobrestimação, enquanto a posição caudal e distal leva à subestimação dos valores calculados (Reif et al., 2004; Comerford, 2005).

O plateau tibial tem que ser definido para se prosseguir com as medições necessárias. Convencionalmente estabelece-se como uma linha reta que une o ponto imediatamente cranial e medial à inserção do LCCr (na margem cranial do plateau tibial) e o ponto mais caudal do côndilo medial tibial (onde se insere o LCCd) (Slocum & Devine, 1983; Morris & Lipowitz, 2001; Warzee et al., 2001). Sendo a articulação femorotibial uma dicondilartrorse, do ponto de vista biomecânico, a verdadeira inclinação no ponto de contacto femorotibial tem maior relevância (Baroni, Matthias, Marcellin-Little, Vezzoni & Stebbins, 2003; Dennler et al., 2006). Foi então desenvolvido o método da tangente comum (Figura 13) (Baroni et al., 2003): o ponto de contacto femorotibial é encontrado desenhando dois círculos na radiografia medio-lateral a 135°; um círculo representa a superfície articular dos côndilos femorais na área articular e o outro delimita a área de contacto da superfície articular tibial; uma linha é desenhada unindo o centro de ambos os círculos; é desenhada uma segunda linha perpendicular à primeira, no ponto de contacto tibiofemoral correspondente. A segunda linha representa a tangente comum dos dois círculos no ponto de contacto articular e segue o movimento dos côndilos femorais sobre a superfície convexa dos côndilos tibiais, que ocorre durante a flexão do joelho. A linha convencionalmente traçada em aproximação do plateau tibial é fixa e não é afetada pela convexidade dos côndilos tibiais nem alterada pela flexão-extensão da articulação do joelho (Dennler et al., 2006). Durante a extensão, o ponto de contacto femorotibial move-se cranialmente; do mesmo modo, durante a flexão, este move-se em direção caudal (Figura 14). Assim o método da tangente comum é mais preciso e deve ser o método eleito aquando da extensão ou flexão importante da articulação (Reif et al., 2004; Dennler et al., 2006; Schwandt et al., 2006). A avaliação da diferença na medição do ATP com o método da tangente comum e o método convencional do plateau tibial, mostra que o

ATP^{PT} é significativamente maior que o ATP^{TC} (Figura 15) para uma carga de 30% do peso corporal mas não para uma carga de 50% do peso corporal, quer a 135° ou a 145° de flexão do membro (Hoffmann, Kowaleski, Johnson, Evans & Boudrieau, 2011). No entanto, não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois métodos de cálculo, mostrando-se estes equivalentes (Hoffmann et al., 2011; Brown, Bertocci & Marcellin-Little, 2015). Mas porque estas existirão sempre, é necessário avaliar se terão um significado clínico relevante. A verdade é que a medição do ATP pelo método convencional está sujeita a maior variabilidade (Hoffmann et al., 2011), como explicado.

Figura 13. Método da tangente comum. Linha 'p' - plateau tibial, desde a inserção do LCCr à inserção do LCCd; ângulo ' γ ' - ATP, considerando o plateau tibial 'p'; linha 't' - tangente comum entre o fémur e a tibia; ângulo ' α ' - ATP, considerando-se a tangente comum 't'; pl - tendão patelar; af - eixo femoral; at - eixo tibial. (Dennler et al., 2006).

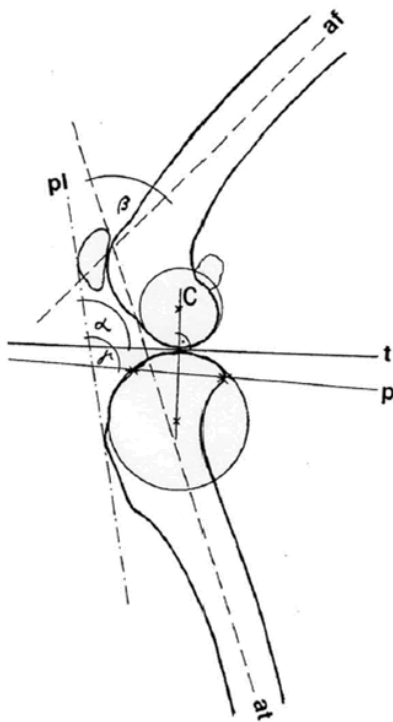


Figura 14. Representação esquemática da articulação do joelho do cão, da extensão à flexão completa. Note-se que o ponto de contacto femorotibial varia com a flexão-extensão do joelho. Deste modo a tangente comum entre o fémur e a tibia também se altera. (adaptado de Boudrieau, 2009)

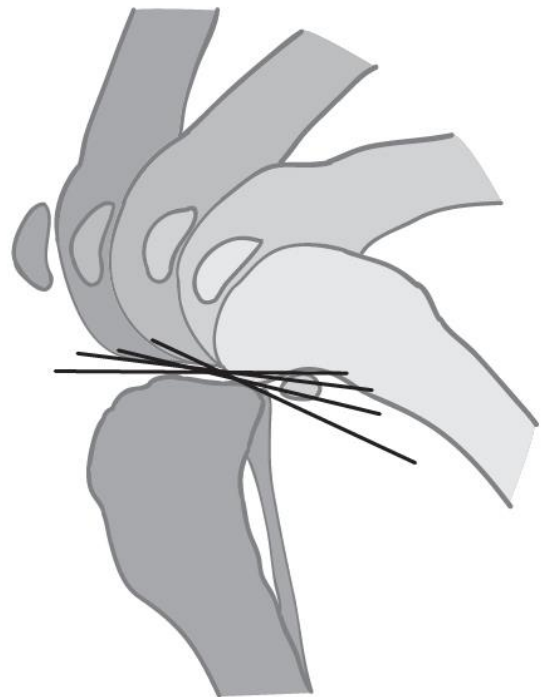
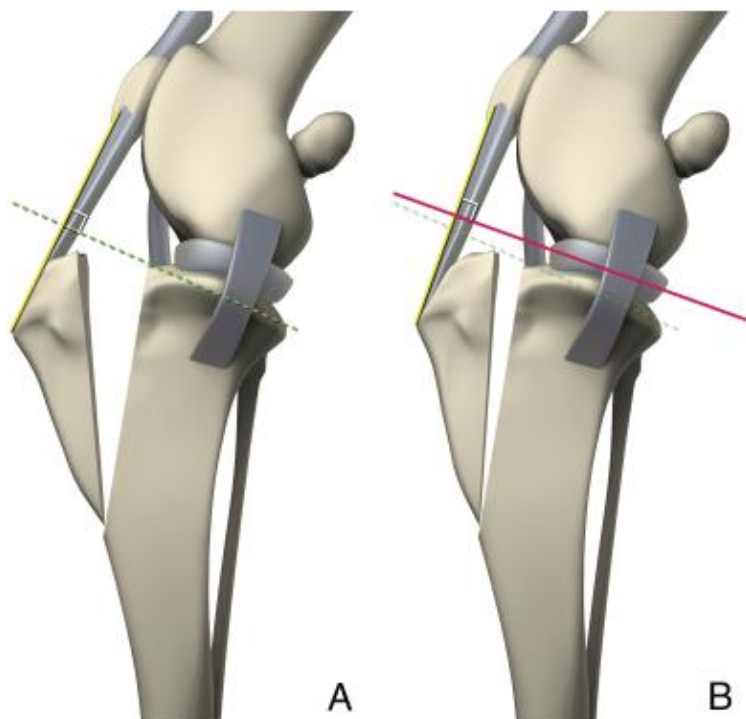


Figura 15. Representação esquemática do avanço da tuberosidade tibial com o método do plateau tibial e com o método da tangente comum. Linha tracejada – plateau tibial; linha rosa cheia – tangente comum. Note-se que o ATP medido através do ângulo do plateau tibial (A) é maior do que o ATP pela tangente comum (B), o que leva a um maior avanço da tuberosidade tibial para corrigir a 90° o ATP. (Hoffmann et al., 2011).



O ângulo do plateau tibial (APT) é definido como o ângulo entre a linha que define o plateau tibial e a perpendicular ao eixo funcional da tíbia. O eixo funcional da tíbia é definido pela linha que une o ponto médio entre as eminências intercondílicas da tíbia e o centro da articulação talocrural (Slocum & Devine, 1983; Morris & Lipowitz, 2001; Warzee et al., 2001; Reif et al., 2002). O ângulo do tendão patelar (ATP) é definido como o ângulo entre o tendão patelar e o plateau tibial, pelo método convencional ou da tangente comum (Dennler et al., 2006; Schwandt et al., 2006).

4.3.2 Artroscopia

O objetivo primário da artroscopia é o diagnóstico e pode servir posteriormente como abordagem terapêutica. O diagnóstico por artroscopia confirma a presença de rutura parcial ou total do LCCr, avalia assertivamente o grau de OA e permite a avaliação completa das restantes estruturas intra-articulares, como o LCCd, meniscos e cartilagem. A artroscopia como método terapêutico é aplicada para remover os remanescentes do LCCr, assistir à sua reconstrução, tratar lesões meniscais e de OCD (Schulz, 2007). A artroscopia tem

demonstrado diminuir a morbidade a curto prazo em cães que requerem estabilização do LCCr.

4.3.3. Artrocentese

Se os exames físico e radiológico são inconclusivos, a avaliação do líquido sinovial do joelho, recolhido por artrocentese, pode ser útil. A análise do líquido sinovial pode indicar o envolvimento da articulação na claudicação manifestada clinicamente e identificar o tipo de processo patológico em curso na articulação. O aumento de 2 a 3 vezes o número de células (6000-9000 WBC/ml) é indicativo de doença articular degenerativa (DAD) secundária (Schulz, 2007). No entanto, a maioria dos cães com rutura do LCCr apresentam uma contagem de células menor do que 5000 WBC/ml, consistente com doença crônica (Vasseur, 2003). Em adição, a análise do líquido sinovial pode revelar ou confirmar presença de doenças infecciosas e imuno-mediadas que estão na possível origem da rutura do LCCr e devem ser tratadas com prioridade em relação à estabilização mecânica.

4.3.4. Ultrassonografia

A ultrassonografia é um meio de diagnóstico útil na avaliação da proliferação intra-articular de tecido fibrótico (tecido mole) em resultado da sinovite crônica, que ocorre em consequência da instabilidade da articulação do joelho causada por um LCCr deficiente. O exame ecográfico dá assim informação acerca da instabilidade crônica articular e pode confirmar os sinais clínicos e/ou radiográficos. No entanto, deve ser considerada apenas como um meio de diagnóstico complementar à tradicional imagem radiográfica, já que não é um exame preciso para a rutura do LCCr (identifica apenas 20% dos casos) (Gnudi & Bertoni, 2001).

4.3.5. Ressonância magnética

A ressonância magnética (RM) tem sido investigada para a avaliação da articulação do joelho no cão e mostra ser um meio de diagnóstico preciso na deteção de lesões meniscais e da rutura do LCCr (Barrett, Barr, Owen & Bradley, 2009). Contudo, os longos períodos de espera necessários, a indisponibilidade frequente da RM e os seus elevados custos, têm limitado o seu uso no diagnóstico de lesão do LCCr (Schulz, 2007; Piermattei et al., 2006).

4.3.6. Artrografia Tomográfica Computorizada

Sendo a ecografia um método pouco preciso, a ressonância magnética com uso limitado em veterinária e a artroscopia um método de diagnóstico invasivo e que obriga a anestesia geral,

alguns estudos experimentais referem vantagens na artrografia tomográfica computadorizada (ATC) (Han et al., 2008). A ATC é uma técnica mini-invasiva, que não requer anestesia geral do paciente e portanto pode ser repetida; mostra boa precisão (0.86) no diagnóstico de lesão meniscal e por isso tem particular interesse em cães que já foram sujeitos a tratamento cirúrgico da rutura do LCCr mas que mostram sinais clínicos persistentes (Tivers, Mahoney, Baines & Corr, 2009).

4.4. Diagnóstico diferencial

Como diagnósticos diferenciais incluem-se: distensão muscular, luxação da patela, lesão do LCCd, lesão meniscal primária, avulsão do tendão extensor longo dos dedos, artrite primária ou secundária, e artrite imuno-mediada (Schulz, 2007). Como são frequentes os casos de rutura bilateral, devem ser também excluídas as hipóteses de displasia da anca, doença lombossagrada ou neurológica.

5. TERAPÊUTICA

A escolha entre as várias abordagens terapêuticas para a resolução da rutura do LCCr no cão, está dependente da idade do animal, peso, condição de obesidade, função do animal (por exemplo, cão de caça ou de companhia), problemas ortopédicos ou médicos concomitantes, disponibilidade económica do proprietário e preferência do cirurgião (Vasseur, 2003). Genericamente, o tratamento conservativo é reservado aos cães de pequeno porte (<15 kg), enquanto a cirurgia é recomendada a pacientes de grande porte (Vasseur, 2003).

5.1. Tratamento médico ou conservativo

Para cães de pequeno porte, com peso inferior a 15 kg, o tratamento conservativo pode ser o suficiente. Nestes casos, a estabilidade articular é garantida pela fibrose periarticular originada. Porém, se a claudicação persistir, recorre-se ao tratamento cirúrgico para a estabilização do joelho, sendo aconselhável aguardar pelo menos 6 a 8 semanas antes da recomendação cirúrgica, já que por norma estes pacientes apresentam-se em idade avançada e obesos, com problemas médicos concorrentes, representando maior risco (Denny & Butterworth, 2000; Vasseur, 2003).

Cães de grande porte (> 15 kg) beneficiam bastante do tratamento cirúrgico (Vasseur, 2003). No entanto, este serve somente como resposta mecânica ao problema mecânico instalado com a rutura do LCCr. A sua gestão não pode passar apenas pelo tratamento cirúrgico, esperando

ótimos resultados. É importante considerar todos os aspetos possíveis da doença e atuar em todas as frentes, educando os clientes no tratamento conservativo e elucidando-os quanto à progressão da doença do LCCr (Cook, 2010). Só com uma gestão global é possível atingir ótimos resultados a longo prazo. O controlo do peso, a atividade física moderada e o tratamento anti-inflamatório devem ser aliados ao tratamento cirúrgico. O tratamento definitivo deve ter como objetivo a recuperação da estabilidade articular, a remissão da sintomatologia e o atraso dos processos degenerativos secundários (Piermattei et al., 2006).

5.2. Tratamento cirúrgico

O tratamento cirúrgico tem por objetivo reestabelecer a estabilidade mecânica da articulação, seja ela estática ou dinâmica, neutralizando as forças de cisalhamento tibiofemorais que ocorrem aquando da rutura do LCCr (Boudrieau, 2009).

As técnicas cirúrgicas tradicionais têm como fim a estabilização articular passiva através do uso de estruturas autólogas, aloenxertos ou sintéticas que substituam ou mimetizem a função do LCCr normal. Encontram-se entre estas, as técnicas intra-capsulares com o intuito da reconstrução anatómica do LCCr e as técnicas extra-capsulares, que através de suturas periarticulares ou da transposição de tecidos moles (como na FHT – Fibular Head Transposition) reduzem a lassidão da articulação do joelho (Kim, Pozzi, Kowaleski, & Lewis, 2008). Apresentando resultados clínicos semelhantes, o denominador comum destas técnicas, responsável pela estabilização final da articulação, é a fibrose periarticular consequente (Denny & Butterworth, 2000). Apesar dos bons resultados descritos, normalmente a longo prazo estes mostram-se subóptimos, pois falham na manutenção da estabilidade articular e não param nem atrasam a progressão da OA, nem previnem as lesões meniscais. (Gambardella, Wallace & Cassidy, 1981; Chauvet, Johnson, Pijanowski, Homco & Smith, 1996; Vasseur & Berry, 1992)

A evolução do estudo da biomecânica articular levou ao conceito da estabilização dinâmica, em que a contenção passiva contra a lassidão articular não é necessária. Este conceito foi introduzido por Slocum e Devine em 1983, com a osteotomia da margem cranial da tibia (Cranial Tibial Wedge Osteotomy – CTWO), uma técnica cirúrgica que pretende eliminar a subluxação cranial da tibia durante o suporte do peso através da redução da inclinação do plateau tibial (Slocum & Devine, 1983). Mais tarde Slocum descreve a osteotomia de nivelamento do plateau tibial (Tibial Plateau Leveling Osteotomy – TPLO), surgindo depois outras osteotomias tibiais e combinações entre estas, sempre com o propósito da estabilização dinâmica através da alteração da geometria articular (Kim et al., 2008). Nos últimos 15 anos, Montavon e colegas desenvolveram a técnica do avanço da tuberosidade tibial (Tibial

Tuberosity Advancement – TTA) que tem por base princípios biomecânicos diferentes daqueles propostos inicialmente por Slocum (Tepic et al., 2002).

O tratamento cirúrgico pode então ser dividido em 4 categorias de acordo com a interação entre a articulação do joelho e as componentes protésicas. As técnicas intra-capsulares, as extra-capsulares, as mistas e as osteotomias corretivas ou de estabilização dinâmica.

5.2.1. Técnicas intra-capsulares

Uma das primeiras técnicas propostas foi a Técnica de Paatsama, nos anos 50. Esta consiste na substituição do ligamento cruzado cranial por uma faixa de *fascia lata*, inserida num túnel criado nas epífises do fémur e da tíbia que segue o normal percurso do LCCr original. Mais tarde, Arnoczky, Tarvin & Marshall (1979) desenvolvem a *Over-the-Top* que vem substituir a técnica de Paatsama. É utilizado como autoenxerto o terço medial do ligamento patelar, parte da patela e da *fascia lata*, que é inserido no interior da articulação imitando o trajeto do LCCr e suturado ao côndilo femoral lateral, sem necessidade de realização do túnel. No decurso dos anos foram propostas variantes a estas técnicas, como a *Under-and-Over*, onde a prótese autóloga de *fascia lata* é introduzida primeiramente por de baixo do ligamento meniscal e de seguida direccionada de modo semelhante ao da técnica *Over-the-Top* (Piermattei et al., 2006). As vantagens da utilização dos aloenxertos em detrimento dos autoenxertos são a facilidade de obtenção em grandes quantidades, sem necessidade de sacrificar os tecidos do paciente e, o facto de se poder torná-los mais resistentes (Vasseur, 2003). Porém, estes foram deixados de parte pela dificuldade de recolha e conservação, pela possível indução de resposta imunitária e porque não mostraram superioridade significativa comparativamente aos autoenxertos (Vasseur, 2003).

As próteses sintéticas são pouco utilizadas pois, apesar da disponibilidade imediata e da diversidade de materiais, a longo prazo acabam por sofrer rutura ou levar a infeção (Schulz, 2007).

5.2.2. Técnicas extra-capsulares

Como o próprio nome indica, estas técnicas ocorrem no exterior da cápsula articular e, apesar de não mimetizarem o percurso anatómico do LCCr, são capazes de conter o movimento de deslocação cranial da tíbia, o suficiente para garantir uma boa estabilidade articular quase de imediato. Fazem-no através de suturas extra-articulares ou do redireccionamento do ligamento colateral lateral (LCL) (Schulz, 2007). Com o passar do tempo a estabilização mantém-se devido ao espessamento da cápsula articular e do retináculo em consequência da inflamação induzida pela própria técnica cirúrgica (Piermattei et al., 2006). Ao contrário das técnicas

intra-capsulares, a cinemática da articulação é alterada e, em vez da rotação interna da tíbia ser limitada, esta é totalmente eliminada, levando ao aumento das forças compressivas sobre as superfícies articulares e posteriormente a lesões da cartilagem e meniscos (Arnoczky et al., 1977). Não obstante, registam-se taxas de sucesso em 80 a 90% dos casos (Denny & Butterworth, 2000).

A imbricação do retináculo lateral foi a primeira técnica descrita, por Childers em 1966, e mais tarde modificada várias vezes quer pelo aumento do número de suturas quer pela adição de suturas na face medial da articulação e da utilização de sistemas de ancoragem (como por exemplo, a técnica TightRope) (Piermattei et al., 2006; Cook, Luther, Beetem, Karnes & Cook, 2010).

A transposição da cabeça da fíbula (Fibular Head Transposition – FHT) é uma alternativa extra-capsular que tem por objetivo mover cranialmente o ligamento colateral lateral, eliminando assim a subluxação cranial da tíbia e a sua rotação interna provocadas pela rutura do LCCr (Smith & Torg, 1985).

É fundamental a utilização de materiais idóneos, que o posicionamento das suturas seja de acordo com a isometria da articulação do joelho e por fim, que o fio de sutura seja colocado corretamente em tensão de acordo com o tipo de nó utilizado (Tonks, Lewis & Pozzi, 2011).

5.2.3. Técnicas de estabilização dinâmica – Osteotomias corretivas

a) TPLO

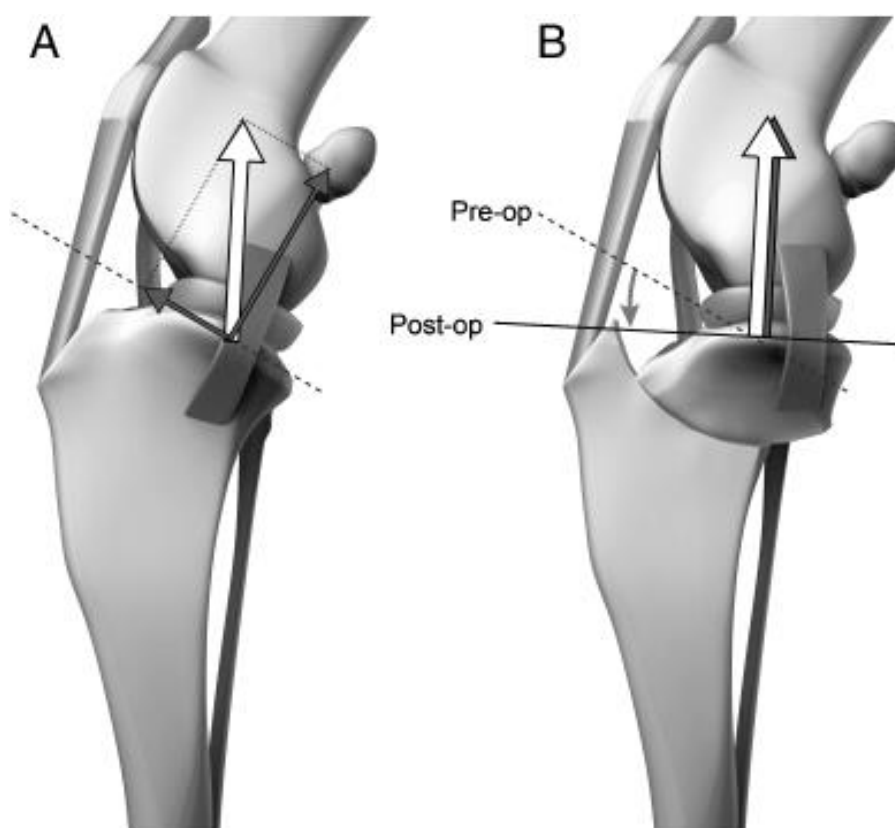
Em 1993, Slocum e Slocum propõem a técnica de Osteotomia de nivelamento do plateau tibial (TPLO – Tibial Plateau Leveling Osteotomy) para o tratamento da rutura do LCCr canino com o objetivo de conferir estabilidade dinâmica ao joelho durante a fase de apoio do membro aquando da marcha, através da redução da inclinação do plateau tibial.

A TPLO surge com base no modelo ativo ou dinâmico do joelho canino (Slocum & Slocum, 1993).

A compressão axial do membro posterior gera uma força compressiva ao longo da articulação do joelho e a resultante desta força pode ser dividida nas suas ortogonais, uma perpendicular e outra paralela ao plateau tibial (Slocum & Devine, 1983). A última corresponde à força de cisalhamento femorotibial e é responsável pelo CrTT, a translação cranial da tíbia que é contrariado pelo LCCr (Slocum & Devine, 1983). Dizem ainda que o CrTT num joelho normal é primariamente controlado pelas forças de direção caudal dos músculos isquiotibiais (Slocum & Slocum, 1993). Nesta teoria, o total das forças compressivas que atuam na articulação do joelho canino é tido como uma força paralela ao eixo funcional da tíbia, mas devido à inclinação do plateau tibial, a compressão entre as superfícies articulares do fémur e

da tíbia resultam na translação cranial da mesma, estando dependente da magnitude da compressão e do grau de inclinação do plateau tibial (Slocum & Slocum, 1993). Portanto, o CrTT ocorre porque o plateau tibial tem um certo grau de inclinação em relação à direção da força compressiva articular, formando um ângulo com esta. Se o ângulo do plateau tibial (APT) for reduzido a zero, ou seja, se o plateau tibial for perpendicular à força compressiva articular (ao eixo funcional da tíbia) a sua resultante de forças torna-se única e o vetor da força paralela ao plateau tibial é eliminado, neutralizando-se o CrTT (Slocum & Devine, 1983). Esta é a filosofia por detrás da técnica TPLO, que objetiva nivelar o plateau tibial com o eixo funcional da tíbia (Slocum & Slocum, 1993).

Figura 16. Representação esquemática da força compressiva femorotibial de acordo com Slocum e Slocum (1993) antes (A) e após (B) a TPLO. Seta branca – força compressiva femorotibial, paralela ao eixo funcional da tíbia; setas pretas – resultantes ortogonais da força compressiva femorotibial, tendo por linha de base o plateau tibial, a tracejado. Num joelho com LCCr deficiente (A) a resultante da força compressiva paralela ao plateau tibial tem direção cranial e representa a força de cisalhamento cranial, responsável pela subluxação cranial da tíbia. Através do nivelamento do plateau tibial (B) o vetor da força de cisalhamento tibiofemoral é eliminado. (Boudrieau, 2009).



No entanto, clinicamente, o objetivo não é atingir um APT igual a 0°, mas sim de 5° (Slocum & Slocum, 1993). Esta margem justifica-se pela ação dos músculos isquiotibiais que contribuem para a neutralização da pequena força de cisalhamento cranial que permanece (Slocum & Slocum, 1993). Assim o CrTT pode ser eliminado alterando o APT, permitindo a ação dos músculos flexores do joelho (Slocum & Slocum, 1993).

O menisco medial, firmemente ancorado ao plateau tibial, move-se cranialmente com a tíbia, ficando o corno caudal sujeito a um grande stress pelo côndilo femoral. Como a TPLO é uma técnica de estabilização ativa e não passiva, o movimento de gaveta não será eliminado e em certos cenários este pode ser possível, potenciando a lesão meniscal. Assim sendo, é sugerida a libertação do menisco medial em associação com a TPLO (Slocum & Slocum, 1993).

A técnica consiste numa osteotomia radial da tíbia proximal e subsequente rotação caudodistal do fragmento proximal até se atingir a inclinação do plateau tibial ideal. Para tal, foram desenvolvidos instrumentos especiais como guias e lâminas de osteotomia curvas (Piermattei et al., 2006). O planeamento pré-operatório é de real importância para garantir a correta medição do APT e a rotação necessária para atingir um ângulo final de 5° - 6,5°. O acesso é medial e centrado ao nível da tíbia proximal. São seccionadas as inserções tibiais dos músculos grácil, semitendinoso e sartório, evidenciando e deixando intacto o ligamento colateral medial (Piermattei et al., 2006). A guia é posicionada através da fixação de dois fios Kirschner: o primeiro, que servirá como centro de rotação para a osteotomia, é inserido caudalmente ao LCM, paralelo ao plano transversal e perpendicular ao plano sagital; o segundo é inserido na diáfise tibial. É acoplada a lâmina à guia e uma vez encontrada a sua correta posição para realizar a osteotomia esta é bloqueada. Procede-se à osteotomia parcial, para confirmar a sua correta posição e marcar a distância necessária à rotação, determinada pelo APT. Uma vez completa a osteotomia, é inserido um fio Kirschner no fragmento proximal, em posição oblíqua, na região craniomedial do fragmento para guiar a rotação caudodistal do fragmento. O fragmento proximal é temporariamente fixo à crista tibial para testar o CrTT. Por fim a osteotomia é estabilizada com o recurso a uma placa-TPLO (Schulz, 2007).

Entendidas as bases teóricas da TPLO introduzida por Slocum e Slocum (1993), vários autores propuseram-se validar a técnica, estudar os seus efeitos e otimizá-la.

Warzee et al. (2001) e Reif et al. (2002) comprovaram a influência do APT na estabilidade da articulação do joelho e a eficácia da TPLO em eliminar a subluxação cranial da tíbia num joelho com LCCr deficiente. Após a rotação do plateau tibial a força de cisalhamento

femorotibial passa de cranial a caudal, quando o membro está em suporte de carga, acreditando-se que a estabilidade da articulação do joelho após a TPLO está dependente do LCCd para neutralizar o movimento tibial caudal (Warzee et al., 2001; Reif et al., 2002; Shahar & Milgram, 2006). Assim, a excessiva correção do APT deve ser evitada, uma vez que aumenta a força no LCCd predispondo à sua lesão (Warzee et al., 2001; Reif et al., 2002).

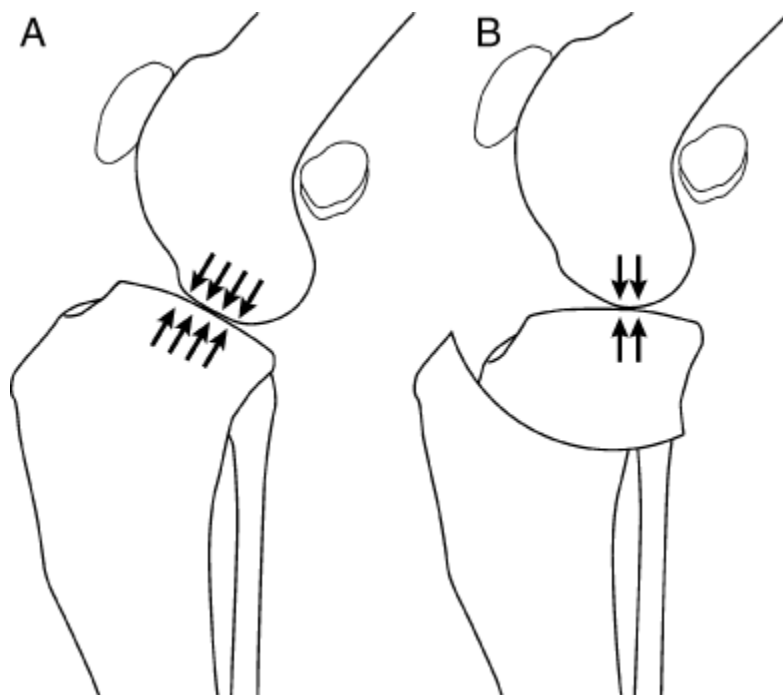
Para neutralizar a força de cisalhamento femorotibial recomenda-se um APT de 0° a 5° (Slocum & Slocum, 1993). No entanto, apesar destas recomendações teóricas ainda não foi encontrado um consenso relativamente ao APT ideal. Os estudos in vitro de Warzee et al. (2001) e Reif et al. (2002) afirmam a neutralização do CrTT com o APT de 6,5°, devendo ser evitados ângulos menores pelo explicado anteriormente. Outro estudo, usando um modelo computacional da articulação do joelho canino, refere que com um APT de 5° a força do LCCr é reduzida apenas de forma marginal, não eliminando por completo a força de cisalhamento femorotibial cranial (Shahar & Milgram, 2006). Apesar das conclusões retiradas, há que considerar as limitações dos estudos anteriores em prever um resultado clínico fidedigno, já que sendo estudos realizados em cadáveres ou em modelos teóricos, não conseguem mimetizar em absoluto as reais condições de uma articulação nem de um cenário de doença do LCCr, já que nestes modelos estão reduzidas as possíveis variáveis em jogo, como as forças musculares e a própria geometria do joelho, que afetam o normal funcionamento da articulação. Robinson, Mason, Evans e Conzemius (2006) no seu estudo clínico retrospectivo, mostraram não haver diferença significativa para ATP entre 0° e 14° na sua relação com as forças de reação ao solo. De facto, são encontrados resultados clínicos igualmente satisfatórios em joelhos em que a rotação do plateau tibial não foi suficiente, ou seja, em que o APT pós-operatório atingido foi > 5° (Robinson et al., 2006; Piermattei et al., 2006; Duerr et al., 2008). Tal pode ser indicativo de que: 1) a neutralização completa do CrTT é possível em vários ângulos, 2) de que o APT ótimo varia entre as diferentes raças e até indivíduos, 3) de que a cronicidade da lesão do LCCr e a consequente fibrose periarticular pode atuar como estabilizador da articulação e 4) que um CrTT residual pode não resultar em claudicação.

Apesar da TPLO incidir na estabilidade da articulação do joelho no plano sagital, sendo o LCCr também um estabilizador passivo contra a rotação interna da tíbia, o efeito da TPLO na estabilidade rotacional também merece alguma elucidação (Slocum & Slocum, 1993; Arnoczky & Marshall, 1977). A rotação interna da tíbia não é completamente eliminada com a TPLO, mas é bastante reduzida quando comparada com um joelho com rutura do LCCr e não tratado (Warzee et al., 2001; Kim, Pozzi, Banks, Conrad & Lewis, 2009a). A persistência da instabilidade rotacional pode ser explicada pela tensão relativa dos ligamentos colaterais

em resultado do nivelamento do plateau tibial. Como na TPLO o plateau tibial sofre uma rotação de direção caudal em relação ao eixo funcional da tíbia, obriga a uma maior flexão em relação aos côndilos femorais. Em flexão o LCL relaxa enquanto o LCM continua em tensão, ocorrendo a deslocação caudal do côndilo femoral lateral e consequente rotação interna da tíbia (Warzee et al., 2001; Vasseur & Arnoczky, 1981). Estes estudos analisaram apenas a rotação axial durante a marcha em linha reta, pelo que o efeito da TPLO na instabilidade rotacional noutros cenários de movimento está ainda por aferir.

A TPLO pode causar mudanças indesejadas dos pontos de contacto articular devido à alteração do alinhamento da articulação femorotibial quando sujeita a carga (Tepic et al., 2002). Com a diminuição do APT e a consequente maior flexão do joelho, a área de contacto femoral desloca-se da região plana e central dos côndilos femorais para a região mais caudal e convexa (Figura 17). Os pontos de contacto distribuem-se predominantemente na região caudal do plateau tibial e passam a representar picos de maior stress, pois a área de contacto é mais pequena para a ação de uma mesma força (Kim et al., 2009a). Kim et al. (2009a) não encontraram diferença no alinhamento femorotibial entre joelhos normais e submetidos a TPLO, demonstrando que esta é capaz de restaurar o alinhamento articular. No entanto, a área de contacto femorotibial revelou-se significativamente reduzida após TPLO e com alteração dos pontos de pressão e stress para a região mais caudal no plateau tibial (Kim et al., 2009a). Sendo assim, a TPLO restaura o alinhamento articular mas não consegue distribuir de igual modo a carga a que a articulação do joelho está sujeita, originando pontos de maior stress que podem ser em parte responsáveis pela progressão da OA após TPLO (Kim et al., 2009a).

Figura 17. Representação esquemática das regiões de contacto femorotibiais num joelho normal (A) e tratado com a técnica TPLO (B). Existe uma grande área de contacto no joelho normal pois o plateau tibial opõe-se à superfície mais plana e central dos côndilos femorais. Diminuindo a inclinação do plateau tibial com a TPLO, a articulação femorotibial vê-se numa posição de maior flexão durante o suporte do peso, alterando os pontos de contacto para a região mais caudal e convexa, diminuindo a própria área de contacto. (Kim et al., 2009a).



Quanto aos efeitos na articulação patelofemoral, a TPLO altera a sua biomecânica nos vários ângulos de flexão do joelho, comprovando-se que a alteração geométrica da articulação femorotibial também afeta a articulação patelofemoral (Pozzi, Dunbar & Kim, 2013). Após TPLO verifica-se uma deslocação caudodistal significativa da patela em relação ao fémur (Pozzi et al., 2013). À medida que o plateau tibial gira, a linha articular caudal ao centro de rotação eleva-se (Kim et al., 2009a). Esta elevação do ponto de contacto femorotibial pode explicar a posição distal da patela observada após a TPLO (Pozzi et al., 2013).

A localização da osteotomia em relação às eminências intercondílicas da tíbia afeta o APT pós-operatório (Kowaleski & McCarthy, 2004; Kowaleski et al., 2005). Assim, para a otimização da TPLO, a osteotomia radial deve ser centrada nas eminências intercondílicas tibiais de modo a que o plateau tibial gire sobre estas e não ocorra a sua translação, mantendo-se em posição. Se a TPLO resultar em translação craniocaudal das eminências intercondílicas, o eixo funcional da tíbia também verá a sua localização alterada, determinando uma alteração do eixo funcional da tíbia. Se ocorrer um desvio cranial do eixo funcional da tíbia o APT final será maior do que o expectável, o que poderá não conseguir neutralizar o CrTT e

consequentemente a subluxação cranial da tíbia que ocorre na fase de apoio do membro durante a marcha (Kowaleski & McCarthy, 2004). O estudo posterior de Kowaleski pretendeu comparar os efeitos entre uma osteotomia centrada e uma osteotomia distal (Kowaleski et al., 2005). Os resultados corroboraram as hipóteses propostas anteriormente, em que o posicionamento distal da osteotomia na TPLO leva a um inadequado nivelamento do plateau tibial e a uma incorreta biomecânica da articulação, produzida pela incompleta neutralização do CrTT e pelo desvio cranial do eixo funcional da tíbia, ao contrário de uma osteotomia centrada nas eminências intercondílicas da tíbia (Kowaleski et al., 2005).

Um dos problemas inicialmente apontados à TPLO foi o facto de ser muito invasiva, exigindo uma grande dissecação dos tecidos moles, aleada à limitada quantidade de tecido de cobertura da tíbia proximal e com uma grande osteotomia que potencia a lesão de estruturas vitais da articulação (Boudrieau, 2009). Atualmente o acesso cirúrgico na TPLO é menos invasivo do que o inicial, não existindo a dissecação lateral e apenas uma limitada dissecação caudal (Boudrieau, 2009). Ainda assim, a TPLO mostra ter um maior potencial de lesão iatrogénica devido à sua complexidade, quando comparada a outras técnicas cirúrgicas (Boudrieau, 2009). Em ordem de frequência de complicações consideram-se: da sutura em 2% – 16% (edema, inchaço, seroma, deiscência); infeção em cerca de 6%; fraturas da crista tibial, fíbula e tíbia em 5,4% dos casos; complicações intraoperatórias como hemorragia, lesão do córtex medial tibial, implantação intra-articular dos parafusos, em 0,9 a 6,7%; outros problemas com os implantes ocorrem em 1,1% a 5,2% (Priddy, Tomlinson, Dodam & Hornbostel, 2003; Pacchiana, Morris, Gillings, Jessen & Lipowitz, 2003; Stauffer, Tuttle, Elkins, Wehrenberg & Character, 2006; McCarthy, 2006). É apresentada uma frequência de complicações totais de cerca 26,3% (Boudrieau, 2009) com necessidade de cirurgia de revisão em 5 a 9% dos casos (Pacchiana et al., 2003; McCarthy, 2006). Sendo que algumas destas complicações podem ser consideradas erros técnicos associados à curva de aprendizagem da técnica por parte do cirurgião.

Alguns erros técnicos durante a cirurgia, como a incorreta localização da osteotomia ou o stress causado pela má implantação dos fios de Kirschner temporários, podem ser a causa das fraturas. Por exemplo, uma osteotomia demasiado cranial origina um istmo da crista tibial demasiado débil. Outro exemplo é o fio K implantado na crista tibial usado para manter a rotação do plateau, que pode stressar o fragmento ósseo tibial e conduzir à sua fratura, passando-se o mesmo para a fíbula (Priddy et al., 2003; Pacchiana et al., 2003; Kowaleski & McCarthy, 2004; Kowaleski et al., 2005). A necrose térmica, o comprometimento vascular secundário à extensa dissecação dos tecidos, o aumento da força do tendão patelar e a

excessiva rotação do plateau tibial podem ser também fatores causais predisponentes à fratura óssea (Kergosien et al., 2004; Priddy et al., 2003).

A TPLO, principalmente nos cães que necessitam de uma maior correção da inclinação excessiva do plateau tibial, aumenta o risco de tendinopatia patelar (Carey, Aiken, DiResta, Herr & Monette, 2005; Pozzi et al., 2013). De facto, esta tem sido uma das complicações mais frequentes da TPLO (1-80% dos casos) e que leva ao reaparecimento da claudicação 2 meses após a cirurgia (Pacchiana et al., 2003; Stauffer et al., 2006; Carey et al., 2005; Mattern, Berry, Peck & deHann, 2006). O aumento da espessura e da área do tendão patelar após TPLO com um APT > 6°, revelada com o auxílio da ultrassonografia, sugere o contributo da TPLO no desenvolvimento de tendinite patelar (Mattern et al., 2006). Entre as causas possíveis estão o trauma do tendão patelar durante a cirurgia devido a excessiva retração, ou a lesão térmica associada ao contacto com a lâmina de osteotomia e ainda a própria alteração biomecânica após TPLO (Kowaleski et al., 2005; Carey et al., 2005; Mattern et al., 2006).

Um estudo prospetivo radiográfico revelou um aumento dos osteófitos 6 meses após TPLO, sugerindo a contínua progressão da OA. No entanto, o mesmo estudo mostrou tais resultados em apenas 43% dos casos e, em 2 casos observou-se melhoria dos parâmetros da OA (Rayward, Thomson, Davis, Innes & Whitelock, 2004). Comparando a TPLO com a estabilização com sutura lateral, a primeira apesar de não prevenir a OA mostra uma progressão cerca de 3 vezes menor que a sutura lateral (Lazar, Berry, deHaan, Peck & Correa, 2005). A avaliação radiográfica da OA deve ser feita com precaução já que os tecidos moles (cartilagem, sinóvia, meniscos, tecido periarticular) não são identificados com fiabilidade com esta técnica, além de que os sinais radiográficos da OA não são preditivos da função do membro (Gordon et al., 2003).

Apesar da inexistência de estudos que relatem objetivamente os resultados clínicos a longo prazo, a TPLO é uma boa opção tomada por muitos cirurgiões para o tratamento da rutura do LCCr em cães de médio e grande porte. A avaliação subjetiva funcional do membro sugere o rápido retorno do suporte do peso quando comparada com outras técnicas. No estudo inicial de Slocum e Slocum (1993) onde se incluíram 394 cães, o resultado clínico funcional após 6 meses a TPLO foi excelente em 73%, bom em 21% e mau em 3% dos casos. A satisfação dos proprietários é boa a excelente em cerca de 93% dos casos (Priddy et al., 2003; Kergosien et al., 2004).

b) TTA

Baseando-se no modelo de análise das forças articulares introduzido na avaliação biomecânica do joelho humano por Nisell et al (1986)¹ e na técnica de Maquet (Maquet, 1976) para o tratamento da dor patelofemoral em humanos. Montavon, Damur, e Tepic descrevem pela primeira vez em 2002, um novo tratamento cirúrgico para a estabilização dinâmica do joelho do cão com rutura do LCCr, denominado de Avanço da tuberosidade tibial (Tibial Tuberosity Advancement – TTA), com um princípio diferente daquele introduzido por Slocum na TPLO (Boudrieau, 2009; Kim et al., 2008).

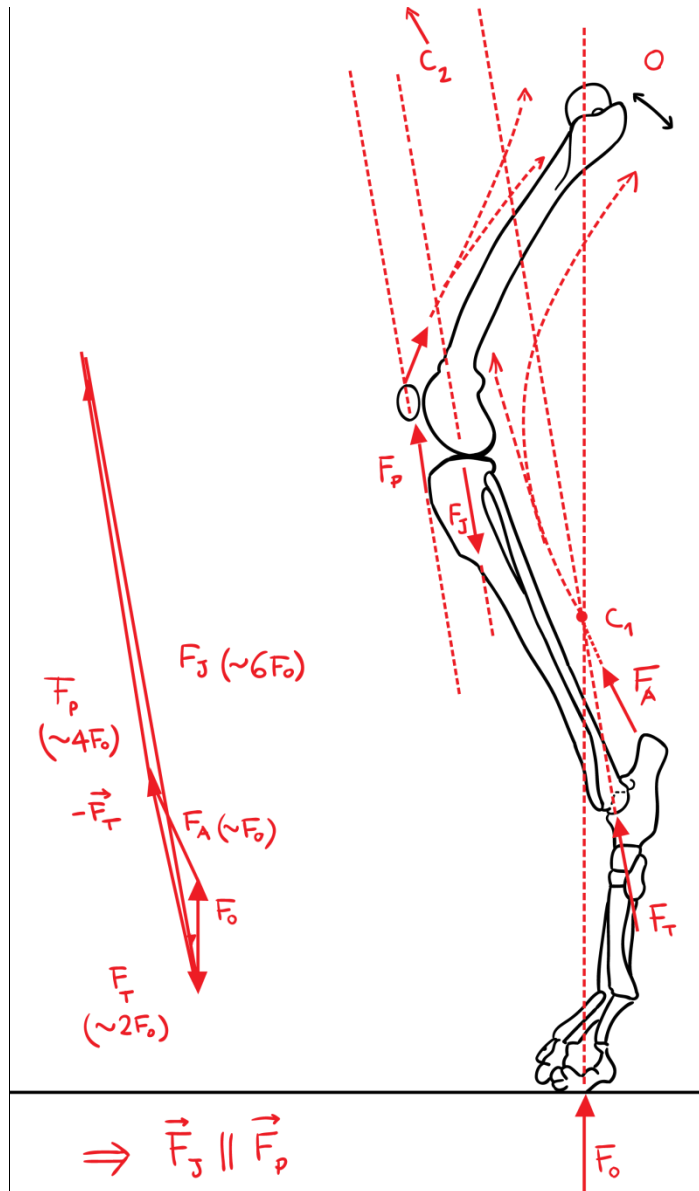
O modelo de Nisell et al (1986)¹ demonstra que a força compressiva femorotibial é aproximadamente da mesma magnitude e orientada na mesma direção que a força do tendão patelar. Pelo contrário, o modelo proposto por Slocum, na TPLO, assume a força compressiva femorotibial como uma força paralela ao eixo funcional da tíbia (Slocum & Slocum, 1993).

Slocum deixou de parte vários mecanismos básicos da articulação do joelho, intuitivamente associando a grande inclinação do plateau tibial como um fator causal da instabilidade e, arbitrariamente definindo a tíbia como um simples eixo axial de suporte de carga. Segundo Slocum, e o simulado pela grande maioria dos cirurgiões ao efetuarem o teste tibial (Tibial Thrust Test – TTT), a carga é aplicada num momento, resultando numa força total da articulação quase paralela ao tendão de Aquiles e ao eixo funcional da tíbia. No entanto, no uso funcional do membro, o cão não está em carga num momento mas sim numa força quase paralela ao tendão patelar (Tepic et al., 2002).

A TTA considera a ação dos músculos do quadricípite, deixados de parte no modelo de Slocum (Tepic et al., 2002). De facto, este grupo muscular tem um papel fundamental na estabilidade da articulação já que sem eles nem a extensão da articulação nem o suporte do peso seriam possíveis. Assim, os músculos do quadricípite, e principalmente a direção da sua força, têm que ser considerados em qualquer análise mecânica da articulação do joelho e consequentemente também a direção da força do tendão patelar, com origem na ação destes músculos (Shin, Chaudhari, Dyrby Andriacchi, 2007). A força total da articulação do joelho (combinação da força de reação do solo e de todas as forças musculares que atuam para contrariar a primeira) resulta então num momento paralelo ao tendão patelar (Tepic et al., 2002).

¹ Nisell, R., Németh, G. & Ohlén, H. (1986). Joint forces in the extension of the knee: analysis of a mechanical model. *Acta Orthop Suppl.*, 56:1-42.

Figura 18. Representação esquemática das forças que atuam no membro posterior canino segundo Tepic. F_0 – força de reação do solo; F_A – força do tendão de Aquiles; F_P – força do tendão patelar; F_J – força total da articulação do joelho. (adaptado de Kyon Pharma Inc., 2009a)



No entanto, este modelo não é perfeito e fica aquém do que sucede *in vivo*. Fenómenos como a redundância muscular e a co-contração existem, mas são difíceis de incluir nestes modelos biomecânicos (Tepic et al., 2002). Uma articulação é um sistema complexo e o seu controlo e estabilidade não está a cargo apenas de uma força muscular de direção fixa. Pelo contrário, nela atuam vários grupos musculares e cada um deles é composto por mais de um músculo com ação de tensão-distensão, que só por si faz variar a própria direção da força. Além da ação muscular envolvida, há que considerar o sistema neuromuscular entre outros tantos componentes da própria articulação, como a cápsula articular e os ligamentos que contribuem para a sua estabilidade (Hogan, 1985). Apesar da complexidade do sistema, alguns

pressupostos podem ser feitos: a força total articular é dominada pela ação do músculo agonista e é quase paralela a este; a co-contração aumenta a força total articular e altera a sua direção entre o músculo agonista e o músculo antagonista; e a redundância (ação conjunta de vários músculos) facilita o controlo do movimento (Kyon Pharma Inc., 2009a).

Passando agora para o modelo apresentado por Montavon et al. (2002), o total da força articular em estação é dominada pelo quadricípite da coxa e é quase paralela ao tendão patelar. A co-contração é exercida pelos músculos isquiotibiais, cuja ação reduz substancialmente a translação cranial e a rotação interna da tibia, atuando em sinergismo com o LCCr na estabilização cranial da articulação e diminuindo a força do LCCr (Kyon Pharma Inc., 2009a; More et al., 1993; Pandy & Shelburne, 1997). Este modelo não tem em conta nem a redundância muscular nem a co-contração por parte dos músculos isquiotibiais. Contudo, a sua exclusão na análise não é preocupante, já que o facto de não se considerar este grupo antagonista (os músculos isquiotibiais), torna o cenário da rutura do LCCr ainda mais crítico (Kyon Pharma Inc., 2009a).

Portanto, se a força compressiva femorotibial, pela ação dos músculos do quadricípite, é paralela ao tendão patelar e, partindo do plateau tibial como linha do movimento, esta pode ser dividida nas suas resultantes ortogonais, uma perpendicular e outra paralela ao plateau tibial (Figura 19). A resultante da força paralela ao plateau tibial representa a força de cisalhamento tibiofemoral, de direção variável (cranial ou caudal) dependendo do ângulo de extensão ou flexão do joelho, respetivamente (Figura 20). Assim sendo, a direção e magnitude da força de cisalhamento tibiofemoral é determinada pelo ângulo entre o tendão patelar e o plateau tibial, simplesmente denominado de ângulo do tendão patelar (ATP). Esta foi a teoria apresentada por Nisell et al (1986)¹ na avaliação biomecânica do joelho humano. E com base nesta mesma premissa, Tepic et al. (2002) assumiram que o mesmo se passaria no joelho do cão. Que da mesma maneira existe um movimento tibial cranial se o ATP for $> 90^\circ$, um movimento tibial caudal se o ATP for $< 90^\circ$ e a eliminação do vetor da força de cisalhamento tibiofemoral se o ATP = 90° , já que a força compressiva articular se torna única, ou seja, sem resultantes (Tepic et al., 2002). Assim propõem a TTA como tratamento da rutura do LCCr. O objetivo é, através do avanço da tuberosidade tibial, obter um ATP $\leq 90^\circ$ durante a extensão completa da articulação (135°) e consequentemente para qualquer grau de flexão do joelho. Deste modo, será apenas possível que a força de cisalhamento tibiofemoral tenha direção neutra ou caudal e, a função tida pelo LCCr de contrariar a força de cisalhamento cranial da tibia deixa de ser necessária, conferindo estabilidade dinâmica à articulação (Tepic et al., 2002).

Figura 19. Representação esquemática da força compressiva femorotibial de acordo com Tepic et al. (2002), antes (A) e após (B) a TTA. Seta branca – força compressiva femorotibial, paralela ao tendão patelar; setas pretas – resultantes ortogonais da força compressiva femorotibial, tendo por linha de base o plateau tibial, a tracejado. Avançando a tuberosidade tibial, reduzindo-se a 90° o ATP, o vetor da força de cisalhamento é igual a zero e a resultante da força compressiva femorotibial torna-se única com esta. (Boudrieau, 2009).

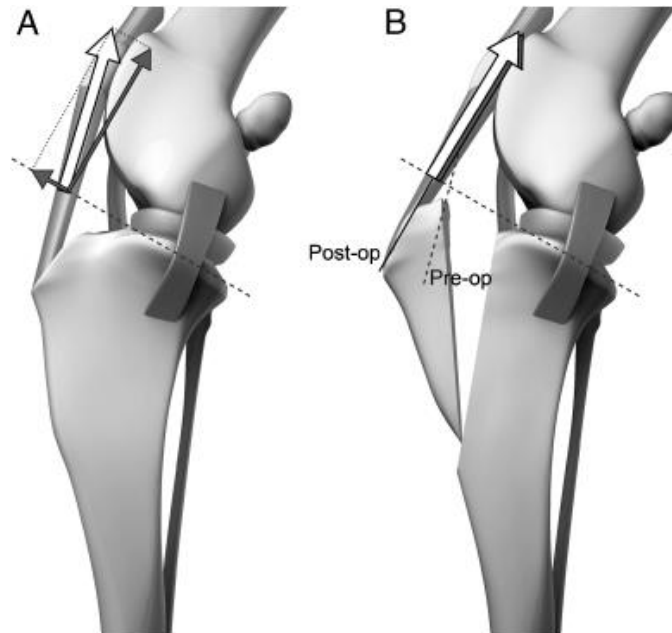
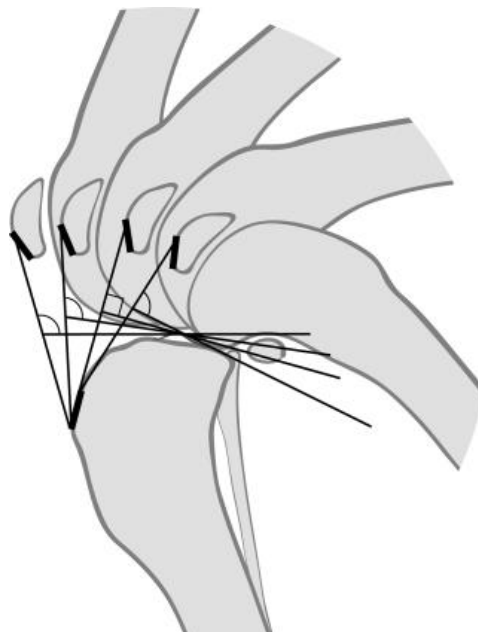


Figura 20. Representação esquemática do ATP na extensão-flexão do joelho. Na extensão completa o ATP é $> 90^\circ$ e na flexão completa o ATP é $< 90^\circ$. Quando o ATP = 90° a força de cisalhamento tibiofemoral é anulada sem qualquer alteração da geometria articular do joelho. Assim, de acordo com Tepic et al. (2002), o ATP deve ser $\leq 90^\circ$ para todo o ROM articular durante o suporte de carga. (Boudrieau, 2009).



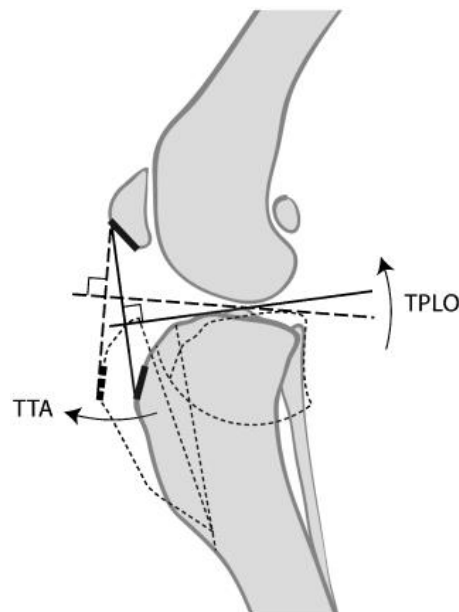
A técnica TTA consiste numa osteotomia total da crista tibial no seu plano frontal e na introdução de uma caixa, de tamanho adequado, na região proximal da linha da osteotomia de modo a assegurar a posição mais cranial da tuberosidade tibial. Esta por fim é fixa à tíbia com uma placa banda de tensão, que transfere as forças do tendão patelar para a diáfise tibial proximal (Figura 21). É aconselhado o preenchimento do defeito da osteotomia distal à caixa com autoenxerto de esponjosa ou outro material substituto ósseo, para acelerar o processo de cicatrização e consolidação óssea. Não é aconselhada a libertação do menisco medial, pelo que este deverá ser deixado intacto pois não há alteração da geometria articular com esta técnica. O avanço necessário para a estabilidade da articulação e o tamanho ideal dos implantes são medidos a partir de radiografia medio-lateral pré-operatória, com o membro em extensão de 135° e evitando o fenómeno de gaveta (Montavon et al., 2002).

Figura 21. Representação esquemática da técnica TTA. (adaptado de Kim et al., 2008).



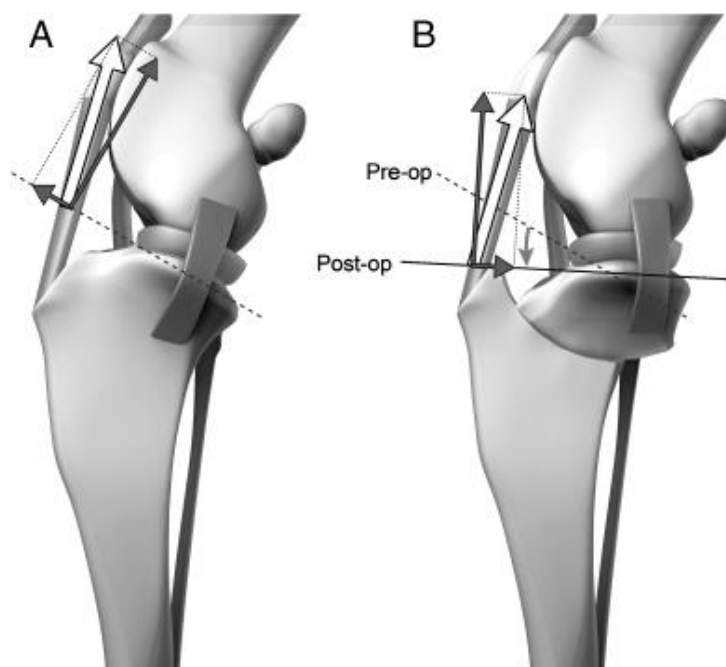
Apesar da diferença nos fundamentos biomecânicos, a verdade é que como resultado final ambas as técnicas, TTA e TPLO, obtêm resultados clínicos comparáveis e um ATP de 90° (Figura 22), limitando o efeito da translação cranial da tíbia, provocada pelos músculos do quadrícipite durante a extensão e suporte de carga do membro. Portanto a redução do ATP pode ser a chave do sucesso destas duas técnicas cirúrgicas (Boudrieau, 2009). Foi demonstrado que com um ângulo de 90° de flexão do joelho, uma articulação com o LCCr deficiente torna-se estável, o que corrobora a teoria proposta de que o ângulo de flexão afeta a direção das forças articulares e em consequência a sua estabilidade (Dennler et al., 2006).

Figura 22. Representação esquemática da TPLO e da TTA em relação ao ATP. Na TPLO o plateau tibial move-se ao encontro da força compressiva femorotibial (paralela ao tendão patelar). Na TTA é a força que se desloca ao encontro do plateau tibial. Em ambos os casos o ATP resulta aproximadamente igual a 90° . (Boudrieau, 2009).



Partindo da premissa de que com ambas as técnicas, TTA e TPLO, a força de cisalhamento tibiofemoral depende do ATP, a estabilização dinâmica é obtida através da alteração da direção do tendão patelar. Nota-se, porém, uma diferença de 10° a 15° entre a direção da força compressiva femorotibial, ou força total articular, estabelecida pela TPLO (paralela ao eixo funcional da tíbia) e da força estabelecida pela TTA (paralela ao tendão patelar) (Tepic et al., 2002). Com base neste argumento, parece que a TPLO faz uma correção excessiva comparativamente à TTA, observada pela componente caudal da força de cisalhamento (Figura 23) (Tepic et al., 2002). No entanto, esta diferença pode ser menor do que $10^\circ - 15^\circ$, já que a configuração anatômica da articulação faz com que o ponto de contacto tibiofemoral se desloque cranial ou caudalmente na extensão ou flexão do joelho, respetivamente (Figura 20) enquanto a curva do tibial plateau se mantém constante (Boudrieau, 2009). Por este mesmo motivo foi proposto o método das tangentes comuns (Figura 13) para o cálculo do avanço necessário na TTA. Este método é mais relevante do ponto de vista biomecânico relativamente ao método convencional que considera o plateau tibial, já que tem em conta a biconvexidade das superfícies articulares do joelho, o que leva à alteração dos pontos de contacto tibiofemorais e por conseguinte à variação da direção da força de cisalhamento. Portanto, este efeito deve ser considerado aquando da análise das forças articulares (Dennler et al., 2006).

Figura 23. Representação esquemática da força compressiva femorotibial segundo Tepic et al. (2002), antes (A) e depois (B) da TPLO. Seta branca – força compressiva femorotibial, paralela ao tendão patelar; setas pretas – resultantes ortogonais da força compressiva femorotibial, tendo por linha de base o plateau tibial. O objetivo da TPLO é a redução do ângulo do plateau tibial a zero, o que altera a direção do vetor da força de cisalhamento tibiofemoral resultando no movimento tibial caudal. (Boudrieau, 2009).



Não se sabe ainda qual o ponto ideal em que as forças de cisalhamento são neutralizadas, quer com a TPLO quer com a TTA, nem qual destas técnicas se aproxima mais deste ponto teórico (Boudrieau, 2009).

Se realmente a referência funcional é o ATP em vez do eixo funcional da tíbia, a formação da tuberosidade tibial pode ser apontada como um fator causal na deficiência do LCCr. Assim uma grande inclinação do plateau tibial e/ ou uma tuberosidade tibial menos proeminente, podem aumentar a tensão no LCCr e como consequência predispor à sua insuficiência. Um tratamento cirúrgico que vise a redução da inclinação do plateau tibial e/ ou o avanço cranial da tuberosidade tibial pode ser um tratamento de sucesso (Tepic et al., 2002).

Apelt et al. (2007) pretenderam avaliar o efeito da TTA na instabilidade craniocaudal do joelho canino com rutura do LCCr quando submetido a uma carga axial e ainda, avaliar a relação da subluxação cranial da tíbia com o ATP. O estudo validou a técnica TTA demonstrando que esta torna estável um joelho com rutura do LCCr quando sujeito a uma carga axial. De igual modo mostrou que o avanço da tuberosidade tibial neutraliza a força de cisalhamento cranial, convertendo-a numa força de cisalhamento caudal quando ultrapassado

o ponto crítico e que de facto, as forças de cisalhamento são anuladas quando o ATP é $= 90,3^\circ \pm 9,0^\circ$, confirmando a hipótese da presença de uma força de cisalhamento cranial com ATP $> 90^\circ$, de uma força de cisalhamento caudal com ATP $< 90^\circ$ e de um ponto crítico neutro aproximadamente aos 90° de APT. Mais recentemente, foi reportado que para um ATP calculado a partir do método das tangentes comuns, este tem que ser $< 90^\circ$ para tornar estável a articulação (Hoffmann et al., 2011).

A teoria da TTA propõe que a contração dos músculos do quadricípite é necessária para o controlo da subluxação cranial da tibia (Tepic et al., 2002). Um estudo semelhante ao anterior também pretendeu avaliar os efeitos da TTA no movimento tibial cranial e especificamente a ação dos músculos do quadricípite no seu controlo. O estudo concluiu que a TTA reduz a subluxação cranial da tibia num joelho canino com rutura do LCCr e não encontrou diferença na magnitude do CrTT com e sem a aplicação da força do quadricípite (10% do peso corporal), sugerindo que a pequena força aplicada no estudo não é capaz de controlar por si o CrTT (Miller, Shires, Lanz, Martin & Grant, 2007).

Posteriormente às investigações de Apelt et al. (2007) e Miller et al. (2007), vários outros estudos foram realizados para aprofundar o conhecimento dos efeitos da TTA na restauração de uma articulação femorotibiopatelar com rutura do LCCr. Foram maioritariamente estudos *post mortem* que avaliaram os mecanismos de contacto articular, essenciais nas articulações de suporte de carga. A TTA reestabelece o alinhamento femorotibial num joelho canino com rutura do LCCr, preservando a normal distribuição das forças de contacto e a pressão de contacto femorotibiais com o membro a 135° de flexão, assim como a 90° e a 145° (Kim, Pozzi, Banks, Conrad & Lewis, 2009b; Kim, Pozzi, Banks, Conrad & Lewis, 2010; Hoffmann et al., 2011; Guerrero et al., 2011) e para diferentes forças de suporte de carga, 30 e 50% do peso corporal (Hoffmann et al., 2011; Guerrero et al., 2011). Note-se a superioridade da técnica TTA quando comparada com estudos semelhantes que avaliam a TPLO. Esta última, apesar de conseguir alcançar a estabilidade articular anulando a subluxação cranial da tibia, faz com que se altere a distribuição das forças de contacto femorotibiais para a região mediocaudal da articulação, reduzindo a área de contacto femorotibial e aumentando o stress articular, potenciando futuras lesões meniscais e a progressão da OA (Kim et al., 2009a). Mas apesar das vantagens da TTA sobre a TPLO, os resultados clínicos após TTA mostram igualmente a ocorrência de lesões meniscais como uma das principais complicações, bem como a progressão da OA (Lafaver, Miller, Stubbs, Taylor & Boudrieau, 2007; Hoffmann et al., 2006; MacDonald, Allen & Monteith, 2013).

Para além da alteração do alinhamento femorotibial, a rutura do LCCr faz com que se altere o alinhamento patelofemoral, predispondo a uma hipertrofia da cartilagem articular retropatelar

e a OA. A técnica de Maquet foi proposta para responder à dor retropatelar em humanos e diminuir a progressão da degeneração articular. Tepic et al. (2002) colocaram a hipótese da ocorrência do mesmo para o joelho canino, ou seja, a diminuição da pressão retropatelar em consequência da estabilização dinâmica oferecida com o avanço da tuberosidade tibial. Nos estudos de Hoffmann et al. (2011) e Guerrero et al. (2011) verificou-se a diminuição a força retropatelar em cerca de 20% e a pressão retropatelar em cerca de 15%, acreditando que tais factos se devem ao aumento do braço de alavanca do tendão patelar que ocorre após a TTA, correspondendo à diminuição da força necessária pelos músculos do quadríceps durante a extensão do joelho. A diminuição da força retropatelar pode representar uma das vantagens da TTA em cães com rutura do LCCr, de facto os resultados clínicos revelam a ausência de tendinite patelar em consequência de TTA (Hoffmann et al., 2006; Lafaver et al., 2007; Stein & Schmoekel, 2008). Contrariamente, Kühn, Ohlerth, Makara, Hässig e Guerrero (2011) detetaram alterações radiográficas e ecográficas compatíveis com desmopatia patelar após TTA na grande maioria dos seus casos em estudo. Como causas possíveis apontaram a presença de um trauma relativo à cirurgia e/ ou relativo à artrotomia com incisão parapatelar; atividade física pós-operatória; e caixa de grandes dimensões com consequente sobreavanco da tuberosidade tibial e alteração do ângulo de inserção do tendão patelar, resultando numa nova área de contacto entre tendão e osso (Kühn et al., 2011). Verificaram também a melhoria da desmopatia patelar entre a 6ª e a 16ª semana, possivelmente devido à remodelação óssea e adaptação à nova morfologia do local em questão (Kühn et al., 2011).

No que diz respeito à estabilidade rotacional da tibia os resultados não são conclusivos, sugerindo que a TTA pode reduzir a rotação interna da tibia mas sem certeza de que esta volte a valores normais, comparáveis aos de uma articulação intacta (Kim et al., 2009b). A simulação com um modelo computacional revela que a TTA melhora a biomecânica articular do joelho quando comparada com uma articulação com rutura do LCCr não tratada, mas não a restaura a 100%. A subluxação cranial tibial é reduzida, mas as forças dos ligamentos cruzado caudal e colaterais lateral e medial, apesar de reduzidas, não retornam à normalidade e por isso não estabilizam a rotação interna da tibia (Brown et al., 2015).

É necessário considerar que as avaliações feitas nos estudos citados utilizaram modelos *in vitro* e *post-mortem*, com óbvias limitações que devem ser tidas em conta na hora de extrapolar tais resultados para *in vivo*. Estas vão desde a diminuição da complexidade da articulação (remoção das estruturas superficiais) para a redução das variáveis em estudo, dos cenários de movimento limitados a alguns graus de flexão e certas direções e magnitudes da carga aplicada, ao uso de cadáveres descongelados e sem doença do LCCr.

Todos os estudos referidos comprovaram a eficácia da TTA na neutralização das forças de cisalhamento femorotibiais para ATP de 90°, porém, clinicamente a subluxação cranial da tíbia persiste na maioria dos casos, sugerindo que o ponto crítico pode ser < 90° ou mesmo variar conforme a raça ou conformação anatômica do cão (Skinner, Kim, Lewis & Pozzi, 2013). Não obstante, o resultado clínico mostra-se bom a excelente, seja este por parecer dos proprietários ou avaliado na plataforma de forças, notando-se melhoria na claudicação e na qualidade de vida do paciente (Hoffmann et al., 2006; Lafaver et al., 2007; Skinner et al., 2013).

Os vários estudos retrospectivos onde os resultados clínicos e complicações após TTA foram avaliados, mostraram bons a excelentes resultados funcionais. Com ausência de claudicação em 74,5% e claudicação média em 23,5% às 13 semanas pós-cirúrgicas (Lafaver et al., 2007). Com grande satisfação por parte dos proprietários em 83 a 90% dos casos, onde estes revelaram uma grande melhoria do estado clínico do seu cão ou mesmo recuperação total na atividade física em 6 meses (Hoffmann et al., 2006; Lafaver et al., 2007).

O tempo médio de consolidação óssea parcial, avaliada radiograficamente, foi cerca de 7 a 8 semanas com consolidação total entre a 8ª e a 11ª semana (Hoffmann et al., 2006; Lafaver et al., 2007).

Apesar da avaliação *in vitro* referir a manutenção da cinemática articular e da distribuição da pressão femorotibial com a TTA e portanto, que a progressão da OA poderá ser retardada (Kim et al., 2009b); Hoffmann et al. (2006) verificaram radiograficamente no seu estudo retrospectivo *in vivo* a progressão da OA em 67% dos casos; MacDonald et al. (2013) também verificaram a progressão significativa da OA 1 ano após TTA.

As complicações foram classificadas como maiores ou menores de acordo, respetivamente, com a necessidade ou não de cirurgia de revisão. Nas complicações maiores incluem-se a falência dos implantes, fraturas da tuberosidade tibial, luxação medial da patela, lesão do ligamento cruzado caudal devido a avanço excessivo e, subsequente lesão meniscal. Nas complicações menores incluem-se o edema de declive, infecção, deiscência da sutura. A ocorrência de complicações maiores é de 14,9% (Lafaver et al., 2007; Stein & Schmoekel, 2008), e de 16,7% de complicações menores (Lafaver et al., 2007), num total semelhante ao reportado para a TPLO. Já Hoffmann et al. (2006) mostram uma prevalência total das complicações bastante superior, 59%.

Foi diagnosticada a rutura parcial do LCCd atribuída ao excessivo avanço da tuberosidade tibial (Hoffmann et al., 2006). De facto, no estudo *in vitro* de Apelt et al (2007), verificou-se a subluxação caudal da tíbia quando o avanço era além do ângulo requerido para neutralizar as

forças de cisalhamento, presumindo-se um excesso de tensão ao nível do LCCd. No entanto, a pouca informação existente não nos permite tirar conclusões.

As fraturas verificaram-se principalmente nos primeiros casos efetuados, pelo que podem ser consideradas erros técnicos associados à inexperiência do cirurgião e à própria curva de aprendizagem da técnica e estarem por isso sobrevalorizadas (Lafaver et al., 2007; Stein & Schmoekel, 2008). De facto, noutro estudo semelhante com uma população bastante superior (501), a prevalência de complicações maiores e menores foi de 11,4 e 7,6% respetivamente, perfazendo um total de 19%. Resultados bastante inferiores aos reportados anteriormente, possivelmente devido à anulação destes erros técnicos iniciais pelo grande número da amostra (Wolf, Scavelli, Hoelzler, Fulcher & Bastian, 2012).

Quanto às lesões meniscais verificadas em consequência da TTA, a sua avaliação torna-se difícil: se a lesão meniscal foi resultado de uma biomecânica incorreta por parte da TTA; se o diagnóstico de lesão meniscal foi um falso negativo no momento da cirurgia revelando-se apenas no pós-cirúrgico; se a lesão meniscal foi causada por um insuficiente avanço da tuberosidade tibial; o facto de não se efetuar a libertação do menisco medial, como recomendado na TPLO, não permitindo comparações válidas entre ambas as técnicas (Lafaver et al., 2007; Stein & Schmoekel, 2008; Wolf et al., 2012). A avaliação *in vitro* da pressão de contacto femorotibial após TTA parece voltar ao normal, isto é, sem diminuição do ponto de contacto femorotibial nem aumento da pressão na região caudal, não havendo alteração da geometria da articulação do joelho, poupando assim os meniscos a uma situação de maior stress, ao contrário do que ocorre na TPLO (Kim et al., 2009b). Apesar de tal facto, os estudos *in vivo* apresentam a ocorrência de lesão meniscal como a principal causa de complicações maiores, com uma prevalência de 21,7 a 27,8% dos casos após TTA, recomendando a libertação do menisco medial mesmo que este se verifique intacto (2,6% em mini-artrotomia), pois não foram identificadas lesões meniscais nos casos em que este procedimento foi efetuado (seja por falha no diagnóstico inicial ou por futuro trauma na sequência da TTA) (Lafaver et al., 2007; Wolf et al., 2012). No entanto, Stein e Schmoekel (2008) concluíram que o resultado clínico dos cães com e sem lesão do menisco medial após TTA é semelhante e não afeta o grau de claudicação nem a atividade física do paciente, desde que não haja compressão meniscal. Esta questão permanece em aberto devido ao papel dos meniscos na articulação. Com a sua libertação estaríamos a eliminar um grande estabilizador articular. Os bons resultados de Lafaver et al. (2007), e de Wolf et al. (2012), são num curto espaço de tempo após a cirurgia, não sendo suficientes para prever o que sucederá a longo prazo a uma articulação sem menisco medial.

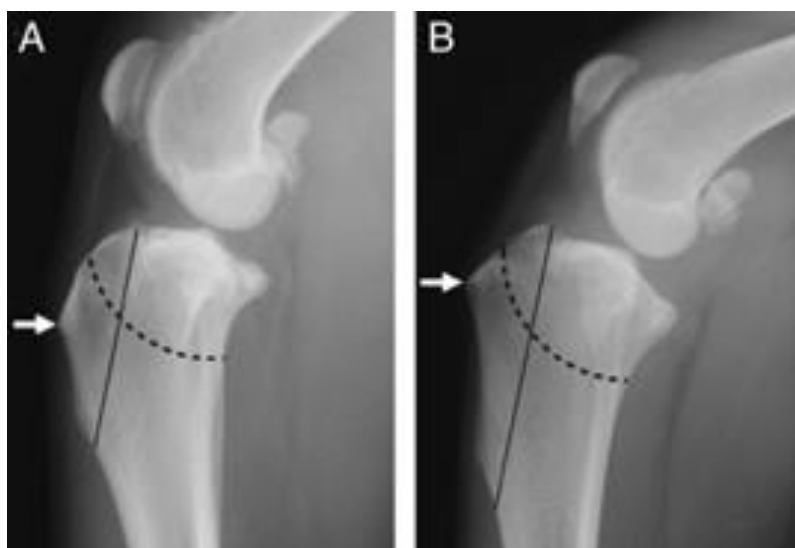
Resultados clínicos a longo prazo, 6 meses e 1 ano após a cirurgia, mostram melhorias no grau de claudicação e no desenvolvimento da massa muscular, no entanto, revelam uma diminuição do ROM, quer do membro afetado quer do contralateral intacto, apontando como causa possível a redução da atividade física durante o período de convalescença, aconselhando-se a reabilitação (MacDonald et al., 2013).

5.2.4. Algoritmo de diagnóstico para a escolha da técnica cirúrgica

Apesar de não existir uma técnica ideal e única que possa ser aplicada com garantia no tratamento da patologia do LCCr, alguns fatores anatómicos e conformacionais específicos podem ajudar a direcionar na escolha de determinada técnica cirúrgica em detrimento de outra. Estes incluem as deformidades angulares e de torção do membro, a presença de luxação da patela, a grande inclinação do plateau tibial, o ponto de inserção do tendão patelar e ainda o porte ou conformação do paciente (Boudrieau, 2009).

Cães com uma inserção alta do tendão patelar, submetidos a TPLO (Figura 24) apresentam maior risco de fratura da crista tibial devido à rotação do plateau tibial até um ponto mais baixo relativamente à inserção do tendão, o que deixará a crista da tíbia mais propensa à fratura pela falta de suporte ósseo. Já em casos de inserção baixa do tendão patelar submetidos a TTA, o constrangimento em usar uma placa de menores dimensões para que o seu bordo mais proximal não atinja a tuberosidade tibial promove um fraco apoio da crista tibial com possibilidade de fratura (Boudrieau, 2009). Apesar da sugestão da TPLO nos casos de inserção do tendão patelar baixa e da TTA nos casos de inserção do tendão patelar alta, não existem estudos experimentais ou clínicos que suportem tais suposições (Boudrieau, 2009).

Figura 24. Radiografias laterais da articulação do joelho canino mostrando as diferentes formas anatómicas da tíbia proximal e da crista tibial com um ponto de inserção do tendão patelar baixo (A) ou alto (B). As setas representam a tuberosidade tibial. As linhas tracejadas e contínuas representam as posições das osteotomias da TPLO e da TTA, respectivamente. (Boudrieau, 2009).



Os casos com excessivo APT não devem seguir para TTA, já que o objetivo desta técnica é o alcance de um ATP de 90°, que para tal implicaria um grande avanço da tuberosidade tibial (Boudrieau, 2009). Além disso, a deformação conformacional evidente da articulação com um excessivo APT deve ser corrigida para evitar o ângulo relativo de hiperextensão do joelho, apesar deste não se repercutir na hiperextensão do membro. A TTA não é capaz de tal correção, ao contrário da TPLO (Boudrieau, 2009).

A eficácia da TPLO pode ser encontrada se for atingido um APT pós-operatório inferior a 14° (Robinson et al., 2006), pelo que se devido ao excessivo APT pré-operatório não for possível uma rotação do plateau tibial que satisfaça os objetivos, a TPLO pode ser combinada com a CCWO (*Cranial Closing Wedge Osteotomy*) (Duerr et al., 2008). A predisposição à fratura da crista tibial, devida a uma importante rotação do plateau tibial, pode também ser evitada com a aplicação de implantes adicionais à tradicional TPLO (*cerclage* em banda de tensão, placa adicional), com ou sem uma osteotomia adicional (Duerr et al., 2008).

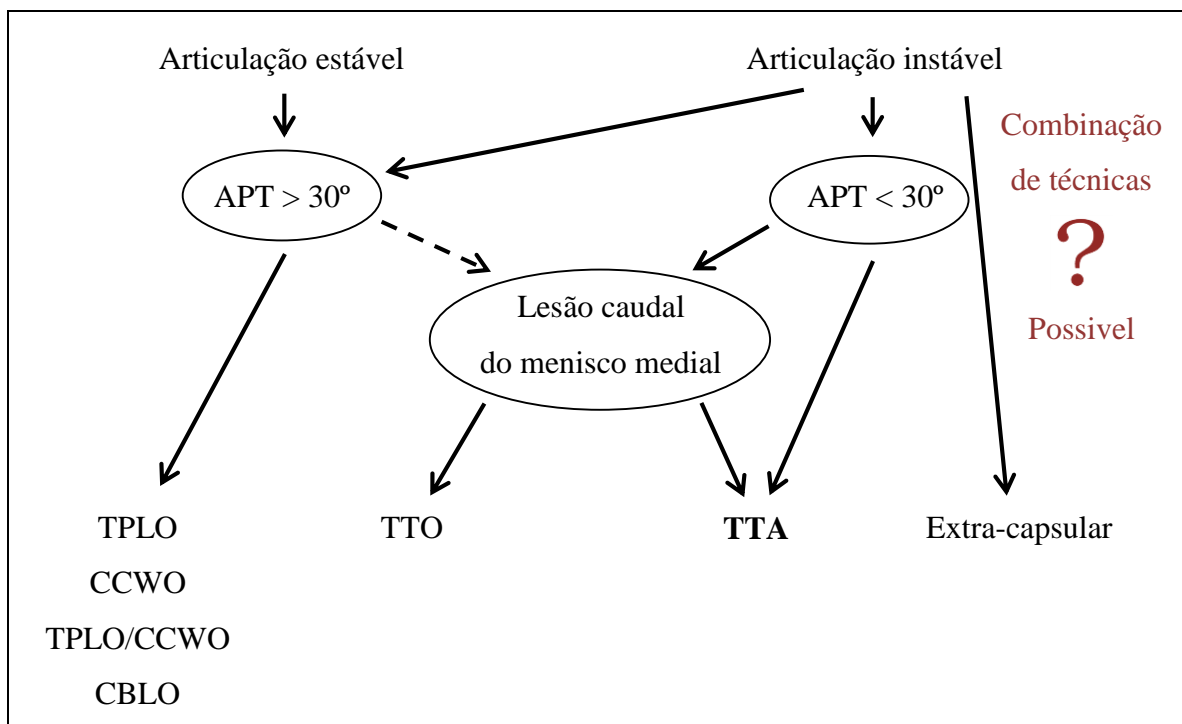
Apesar de não existirem dados publicados acerca do limite da inclinação do plateau tibial para a escolha da técnica cirúrgica, a experiência clínica propõe que casos com APT > 30° provavelmente não são indicados para a realização de TTA (Boudrieau, 2009). Os limites de rotação do plateau tibial e do avanço da crista da tíbia (na TPLO e na TTA respectivamente) para a neutralização das forças de cisalhamento femorotibiais, permanecem por definir (Boudrieau, 2009).

A combinação com a sutura extra-capsular pode ser uma opção se a instabilidade articular não for completamente corrigida com a técnica primária de estabilização dinâmica (Duerr et al., 2008).

Quanto ao tamanho do paciente, a escolha da técnica está apenas dependente da disponibilidade dos implantes que existem no mercado (Boudrieau, 2009). Por exemplo, hoje a maior caixa disponível para o suporte do defeito de osteotomia na TTA clássica é de 15 mm (Kyon Pharma Inc., 2012).

Figura 25. Algoritmo não comprovado da escolha da técnica cirúrgica para o tratamento da rutura do LCCr.

Seta a tracejado – num cenário de lesão caudal do menisco medial não estão indicadas as técnicas que alteram a geometria articular sobrecarregando o menisco (TPLO, CCWO, TPLO/CCWO, CBLO), pelo que em caso de um $APT > 30^\circ$, sugerem-se técnicas como a TTA ou a TTO, assumindo-se um comprometimento no resultado clínico final já que não é possível a estabilização total da articulação. CBLO – CORA Based Leveling Osteotomy.



III. TTA POROSA – FILOSOFIA E PECULIARIDADES DA TÉCNICA

1. INTRODUÇÃO À TÉCNICA TTA POROSA

A técnica do avanço da tuberosidade tibial (Tibial Tuberosity Advancement – TTA) foi originalmente descrita por Maquet em 1976. O cirurgião belga de Medicina Humana acreditava que avançando a tuberosidade tibial as forças de contacto femorotibiais seriam diminuídas durante a extensão do membro, bem como a pressão retropatelar em pacientes com artrose do joelho (Maquet, 1976).

Mais tarde, em 2002, Montavon, Tepic e Damur, afirmaram que este mecanismo é semelhante no cão e que a TTA contraria o deslize femorotibial num joelho com lesão do ligamento cruzado cranial. A TTA tem como objetivo obter um ângulo de 90° entre o tendão patelar e o plateau tibial quando o joelho está em extensão de 135°, anulando assim a força de cisalhamento cranial da tibia em relação ao fémur (Montavon et al., 2002; Tepic et al., 2002).

Recentemente foi descrita a Técnica de Maquet Modificada (Modified Maquet Technique – MMT) para responder a alguns problemas da TTA clássica (Etchepareborde, Brunel, Bollen & Balligand, 2011). O princípio biomecânico da MMT é o mesmo da TTA clássica proposta por Montavon et al., em 2002. Tem por objetivo a estabilização dinâmica da articulação do joelho com LCCr insuficiente, através da angulação a 90° do tendão patelar com o plateau tibial. No entanto, não são usadas a placa e forquilha originalmente descritas. É mantido intacto o istmo cortical distal na osteotomia, que une a crista da tibia à diáfise tibial, funcionando como uma charneira e preservando a integridade dos tecidos moles com uma elevação mínima do perióstio na crista tibial (Etchepareborde et al., 2011). A técnica foi desenvolvida seguindo o conceito da reparação biológica com um equilíbrio entre a máxima preservação da integridade dos tecidos moles e da vascularização e, o uso mínimo de implantes que garantam a estabilidade da osteotomia criada (Etchepareborde et al., 2011).

Várias modificações ulteriores à TTA clássica foram propostas e descritas tendo por base a MMT e procurando sempre a sua otimização, seja na busca da linha ideal de osteotomia (Brunel, Etchepareborde, Barthélémy, Farnir & Balligand, 2013) seja no melhoramento dos implantes, tal como acontece na TTA rapid (Samoy et al., 2015).

A TTA porosa surge também como uma modificação à MMT, compartilhando o tipo de osteotomia incompleta e dispensando o uso da tradicional placa e forquilha, mas divergindo na tipologia dos implantes.

A placa e as forças que atuam na crista tibial

As forças de afastamento da crista tibial, originadas com os tradicionais implantes da TTA, contrariam o princípio da teoria mecanostática.

Harold Frost admite que é provável que a produção inicial do calo ósseo dependa principalmente da libertação local de agentes bioquímicos pelas células lesionadas, mas que a aplicação de pequenas forças é essencial para guiar as fases de remodelação e modelação ósseas, no tempo e espaço anatómico. Sem tais forças o modo de desuso tende a remover o calo enquanto o modo de modelação é “desligado” e assim a cura óssea a longo prazo não terá sucesso (Frost, 2004). No entanto é necessário ter em atenção ao excesso de carga que leva a necrose óssea e à força de carga em sentidos opostos que leva à rutura (Frost, 2004), que poderá suceder na TTA clássica devido às possíveis forças de afastamento (Figura 24 A).

O objetivo da MMT, para além da preservação dos tecidos moles, é o mínimo uso de implantes. Assim, recorre apenas à caixa, valendo-se do uso de um fio *cerclage* no istmo da osteotomia a critério do cirurgião, para um maior suporte da crista tibial (Etchepareborde et al., 2011). O facto é que os casos em que foi usado o fio *cerclage* revelaram um melhor resultado clínico e cura da osteotomia, mesmo em caso de fissura ou fratura do istmo distal (Figura 24 B) (Brunel et al., 2013). Uma outra técnica derivada da TTA, que recorre também à *cerclage* para fixação da crista tibial é o Avanço Circular da Tuberosidade Tibial (Circular Tibial Tuberosity Advancement – cTTA) (Figura 26 C) (Petazzoni, 2010).

O princípio da banda de tensão é o de neutralizar as forças de tração (exercidas pela contração muscular) e converte-las em forças compressivas (Piermattei et al., 2006). Assim o uso do fio de *cerclage* transforma as forças de afastamento, a que se vê sujeita a crista tibial sempre que o cão apoia o membro, em forças de direção oposta, que comprimem a crista tibial contra metáfise tibial (Figura 26 B, C e D). Este método de fixação tem a sua máxima eficiência quando o animal apoia o membro em suporte do seu peso, em vez do decúbito.

A verdade é que a aplicação de uma placa é bastante mais fácil, rápida e sistemática do que a aplicação de um fio *cerclage*. Então porque não transformar uma placa em *cerclage*?

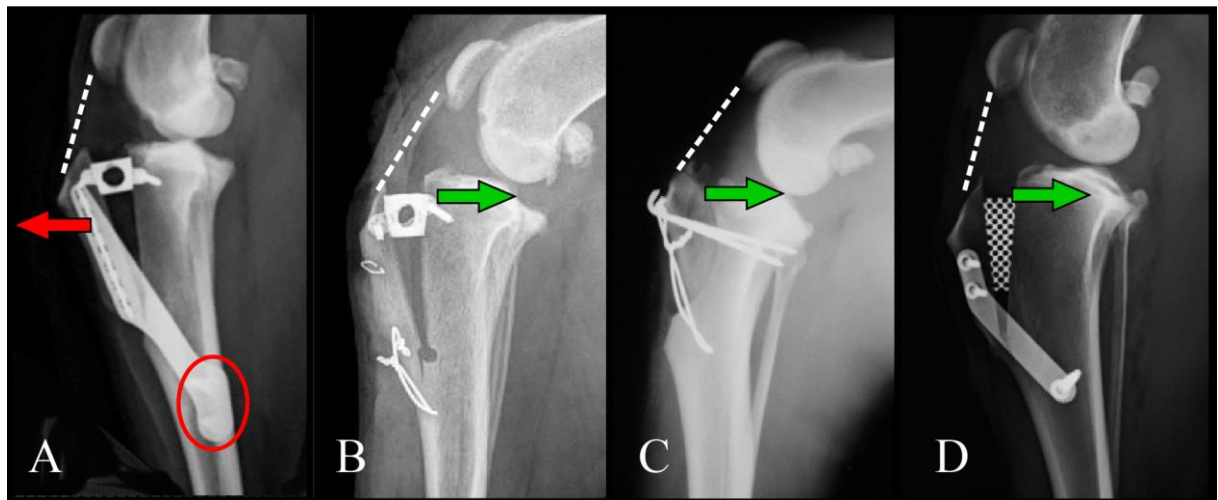
Essa é uma das particularidades distintivas da TTA porosa. Uma placa que se comporta como *cerclage*, ou seja, que permite micromovimentos da crista tibial suficientes para solicitar a resposta óssea sempre que o cão suporta o seu peso. Está então presente a carga essencial à remodelação e modelação do calo ósseo, uma carga de sentido compressivo e não de sentido oposto, uma carga suficiente e não excessiva.

Para que assim funcione, a placa apresenta apenas um orifício para um parafuso tibial, ao invés dos dois parafusos tibiais da placa da TTA clássica (Figura 26 D). O parafuso tibial único funciona como eixo de charneira, consentindo mobilidade à placa e crista tibial. Deste

modo, permite a ação de pequenas forças de carga cíclica na crista tibial sempre que o animal apoia o membro em suporte do seu peso, promovendo a mecanostática e a mecanotransdução e assim a rápida regeneração óssea no defeito da osteotomia.

Quanto à fixação da placa à crista tibial, o princípio é o mínimo uso de implantes, bastando apenas dois parafusos para garantir a estabilidade da crista. É ilusório que quantos mais parafusos se implantem na crista da tibia mais resistência à tração oferecem. Antes pelo contrário, quanto maior o seu número mais tornamos frágil este pequeno fragmento ósseo e maior é a probabilidade da sua fratura, ou seja, o oposto ao pretendido.

Figura 26. Representação das forças que atuam na crista tibial na fase de apoio do membro em várias técnicas de avanço da tuberosidade tibial. A – TTA clássica (cedida por Gian luca Rovesti), B – MMT (adaptado de Etchepareborde et al., 2011), C – cTTA (cedida por GLR) e D – TTA porosa (cedida por GLR). Linha branca tracejada – tendão patelar. A seta vermelha representa a força de afastamento, a seta verde representa a força compressiva. Note-se que os dois parafusos tibiais na TTA clássica (A) fixam a placa e impedem a acção de forças compressivas, ao contrário do que acontece com o fio de cerclage (B e C) e o parafuso tibial único (D) que, funcionando como eixo charneira, transformam as forças de tracção em forças compressivas e permitem a ocorrência de micromovimentos da crista tibial.



A cunha e a necessidade de enxerto ósseo no gap de osteotomia

A utilização do enxerto ósseo numa linha de fratura é um princípio ortopédico básico que acelera o processo de cura do osso. Nos últimos 60 anos todos os estudos neste campo demonstraram sistematicamente uma melhoria na eficácia da cura óssea com o uso de enxerto. Do mesmo modo, os espaços vazios na fratura mostraram uma cura incompleta (Boudrieau, 2011).

O autoenxerto de esponjosa tem sempre revelado uma reparação completa dos espaços vazios num menor período de tempo e, os controlos negativos (espaços vazios assim deixados) falharam em comprovar os mesmos resultados (Boudrieau, 2011). Os possíveis efeitos negativos de um autoenxerto no cão foram apontados como o possível aumento da morbilidade, do tempo de cirurgia e dos custos. Quanto à morbilidade, não há evidência de que aumente de facto no cão, ao contrário do reportado no Homem. O tempo acrescido numa cirurgia devido à colheita e implantação do autoenxerto é independente no tempo total da cirurgia, sem que daí advenham quaisquer contraindicações. O mesmo se verifica para os custos (Boudrieau, 2011).

Não há qualquer explicação razoável que sugira a não utilização do enxerto ósseo numa linha de fratura iatrogénica como o defeito da osteotomia de uma TTA. Aliás, os estudos citados por Boudrieau (2011) que comprovam a eficácia da cura óssea com o uso de enxerto, utilizaram defeitos de menores dimensões que o defeito de osteotomia da TTA (em percentagem de área da metáfise tibial proximal), revelando a grande importância do uso de enxerto ósseo neste último caso. O estudo de Bisgard, Barnhart, Shiroma, Kennedy e Schertel (2011), que avaliou os efeitos do uso de autoenxerto de esponjosa na TTA, revelou a sua influência no processo de cura da linha de osteotomia, mostrando-se mais avançada às 6 e 10 semanas, comparativamente ao grupo onde não foi usado o autoenxerto (foi usada a escala radiográfica proposta por Hoffmann et al. em 2006); e não encontrou associação estatística com as complicações ocorridas, nem na sua causa nem na sua prevenção.

A TTA porosa ultrapassa a necessidade do uso de enxerto ósseo pelas propriedades intrínsecas (forma e composição química) da sua caixa. Uma cunha em liga titânio poroso Ti6Al4V (Titânio6-Alumínio4-Vanádio) criada com tecnologia SEBM (Selective Electron Beam Melting).

Titânio poroso

Os implantes de titânio convencionais em ortopedia são maioritariamente sólidos. Implantes compactos de titânio são aproximadamente duas vezes mais pesados do que o osso cortical. Mais importante, o módulo elástico da liga de titânio é de cerca 110 GPa, enquanto aquele do osso esponjoso e cortical tem um máximo de 30 GPa. O osso num indivíduo saudável remodela-se em resposta ao stress mecânico sofrido (Frost, 2004). A redução das tensões transferidas para o osso adjacente, devido ao elevado módulo do titânio, leva à reabsorção óssea que conduz à instabilidade asséptica do implante. Este efeito causado pela diferença na

rigidez é chamado de proteção-de-stress e afeta a longevidade do implante (Ryan, Pandit & Apatsidis, 2006; Niinomi & Nakai, 2011).

Duas possíveis soluções estudadas para reduzir o elevado módulo elástico das tradicionais caixas de titânio compacto, são o uso de ligas de titânio e o desenvolvimento de implantes porosos. Li, de Wijn, van Blitterswijk e de Groot (2010) comprovam no seu estudo que a força compressiva e o módulo elástico aumentam com a diminuição da porosidade. O potencial em otimizar o módulo elástico e a força compressiva através do controlo das propriedades estruturais, tais como a densidade relativa (porosidade), o tamanho do poro (parte vazia) e o tamanho das hastes (parte sólida) torna os materiais porosos atrativos para solucionar o efeito de proteção-de-stress. O objetivo é o desenvolvimento de implantes substitutos ósseos com propriedades elásticas semelhantes àsquelas do tecido ósseo primário (Heinl, Müller, Körner, Singer & Müller, 2008).

Além de verem as suas propriedades mecânicas adaptadas ao tecido ósseo, estas estruturas porosas de titânio ao imitarem a estrutura do osso trabecular, possibilitam a regeneração óssea no interior do implante eliminando a necessidade de enxertos autólogos e fortalecendo o contacto osso-implante, e assim a sua estabilidade ao longo do tempo (Figuras 29 e 30) (Ryan et al., 2006). Estes implantes mostram excelentes propriedades osteointegrativas (Cachinho & Correia, 2008), ou seja, a ancoragem estável do implante alcançada pelo contato direto osso-implante com crescimento de osso no seu interior (Albrektsson & Johansson, 2001).

Figura 27. Comparação entre as propriedades dos três principais biomateriais metálicos. (adaptado de Nouri, Hodgson, & Wen 2010)²

Característica do material	Aço inoxidável	Cobalto-Cromo	Titânio
Rigidez	Elevada	Média	Baixa
Resistência	Média	Média	Elevada
Resistência à corrosão	Baixa	Média	Elevada
Biocompatibilidade	Baixa	Média	Elevada

² Nouri, A., Hodgson, P.D. & Wen, C. (2010). Biomimetic porous titanium scaffolds for orthopedic and dental applications, in Biomimetics learning from nature, Amitava Mukherjee (Ed.), InTech, pg 415-450.

Figura 28. Módulo elástico de alguns dos biomateriais mais usados em ortopedia. O módulo elástico dos três principais metais usados nos implantes ortopédicos varia de 55 a 110 GPa para as ligas de titânio, 205 GPa para o aço inoxidável e 230 GPa para as ligas de cobalto-crómio-molibdênio. Enquanto o módulo elástico do osso atinge um máximo de apenas 30 GPa, muito inferior ao dos metais. (O Ti6Al4V é uma liga de titânio $\alpha+\beta$.) Com os implantes porosos Ti6Al4V, ao contrário dos implantes metálicos compacto, o seu módulo elástico pode ser ajustado e aproximado ao módulo elástico do osso, através do controlo das suas propriedades estruturais, evitando assim o fenómeno de protecção-de-stress. Por exemplo, Li X e colegas (2012) apresentam implantes com módulo elástico entre 14.5 e 38.5 GPa. (adaptado de Niinomi, Hattori & Niwa, 2004³).

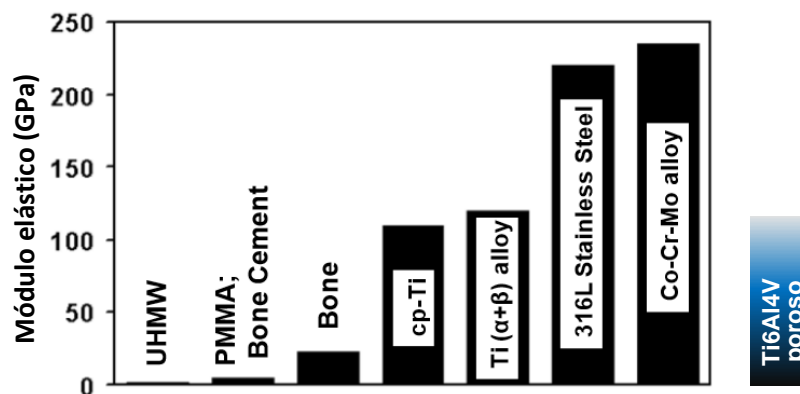
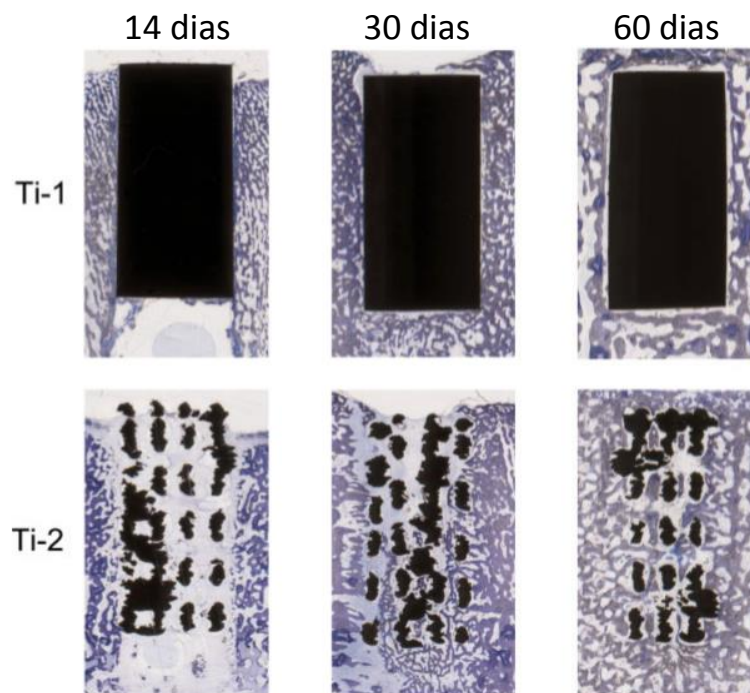
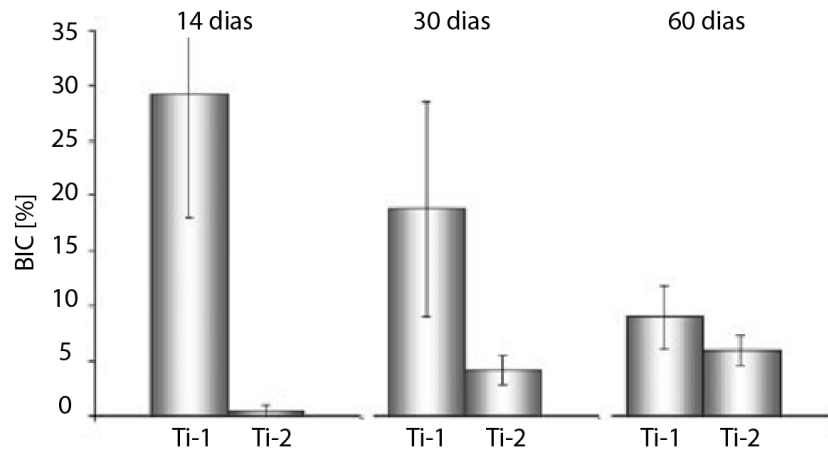


Figura 29. Coloração azul de toluidina de implantes de titânio sólidos (Ti-1) e porosos (Ti-2). Note-se a integração e o crescimento abundante de osso trabecular no interior dos implantes porosos. (adaptado de Ponader et al., 2010).



³ Niinomi, M., Hattori, T. & Niwa, S. (2004). Material characteristics and biocompatibility of low rigidity titanium alloys for biomedical applications. In: Biomaterials in Orthopedics, Yaszemski, M.J., Trantolo, D.J., Lewandowski, K.U. et al, (Ed.), 41-62, Marcel Dekker Inc, New York.

Figura 30. Contacto osso implante. Ti-1: implante sólido de titânio; Ti-2: implante poroso de titânio. Ao longo do tempo, os implantes porosos de titânio (Ti-2) aumentam o seu contacto com o tecido ósseo, revelando-se uma crescente estabilidade do implante. De modo contrário, os implantes Ti-1 perdem o contacto com o osso, ou seja, a sua ancoragem diminui progressivamente devido ao efeito de proteção-de-stress. (adaptado de Ponader et al., 2010).



Zhang et al. (2014) compararam *in vivo* no coelho, esqueletos de titânio poroso com esqueletos porosos de hidroxiapatite (HA) para preenchimento de grandes defeitos ósseos. O grupo HA foi utilizado como grupo controlo, já que têm ótimas características de implantes substitutos ósseos, como estrutura semelhante ao tecido ósseo, rápida e completa vascularização após a implantação, biocompatibilidade e capacidade osteoindutiva. No entanto, este material não apresenta força mecânica suficiente para ser aplicado em situações de suporte de carga por longos períodos de tempo. Os resultados do estudo não mostraram diferenças significativas quanto à capacidade reparadora dos implantes. Ambos os esqueletos porosos revelaram excelente capacidade reparadora. Os esqueletos de titânio não só reforçaram o processo de reparação óssea, semelhante ao espetável nos esqueletos HA, mas também apresentaram propriedades mecânicas superiores, sugerindo a sua ótima aplicabilidade em uso ortopédico.

O *design* e o fabrico de um esqueleto substituto ósseo devem encontrar um equilíbrio entre as propriedades mecânicas e o desempenho biológico (Li et al., 2007). Os metais porosos têm mostrado grande potencial nos implantes ortopédicos de suporte de carga devido à excelente força mecânica e elasticidade, quando comparados com biomateriais alternativos como as cerâmicas e os polímeros.

Os esqueletos porosos para preenchimento de defeitos ósseos devem ter as seguintes 5 características: 1) um modelo tridimensional, altamente poroso e de estrutura interconexa, de

elevada permeabilidade, que permita a fixação celular inicial, a entrada das células, a sua adesão e migração no interior do implante; 2) biocompatibilidade; 3) adequada arquitetura e propriedades químicas da superfície do implante, para a adesão celular, proliferação e diferenciação; 4) propriedades mecânicas semelhantes às do tecido no local da implantação; e 5) fácil de fabricar em várias formas e tamanhos, adequados ao local a implantar, e com controlo da sua estrutura porosa. O esqueleto fornece o suporte necessário para que as células se liguem, proliferem e mantenham a sua função de diferenciação. A sua arquitetura define a forma final do novo tecido formado. Assim, podemos supor uma rápida regeneração de osso de boa qualidade no interior do implante, que funcionará como cimento armado, aumentando a estabilidade e longevidade osso implante (Hutmacher, 2001).

Para maximizar o crescimento ósseo no interior dos implantes a literatura discute valores ideais de porosidade e tamanho do poro, porém sem chegar a um consenso, já que se alteram as variáveis nos vários estudos, como a bioativação do implante e o facto de não apresentarem uma arquitetura porosa bem controlada. Apesar de não ser conhecido o tamanho do poro ideal, todos parecem concordar que quanto maior o tamanho do poro e a porosidade, maior grau de diferenciação osteogénica e de mineralização da matriz extracelular se verifica no interior do esqueleto. Dabrowski, Swieszkowski, Godlinski & Kurzydowski (2010) referem no seu estudo que os esqueletos de elevada porosidade ($>75\%$) com poros de $600\text{ }\mu\text{m}$ têm boas propriedades osteocondutivas. Li et al. (2007) encontraram diferenças estatisticamente significativas na quantidade de osso formado entre esqueletos com reduzida porosidade e tamanho do poro ($39 \pm 1.3\%$ e $160 \pm 11\text{ }\mu\text{m}$) e esqueletos com elevada porosidade e tamanho do poro ($68 \pm 2.5\%$ e $680 \pm 36\text{ }\mu\text{m}$) mas não entre esqueletos de média e esqueletos de elevada porosidade e tamanho do poro, concluindo assim que a condutividade óssea é influenciada por alterações na porosidade mas não é muito sensível a esta. Frosch et al. (2004), no seu estudo comparativo de canais cilíndricos de titânio, dizem que poros de $600\text{ }\mu\text{m}$ têm vantagem sobre poros mais pequenos de $300\text{-}400\text{ }\mu\text{m}$. Li et al. (2007) acrescentam ainda o conceito de permeabilidade, diretamente relacionado com o grau de interligação da rede porosa. Esta não é só afetada pela porosidade total do implante (volume dos espaços vazios pelo volume total) mas principalmente pela estrutura arquitetónica dos poros. A elevada permeabilidade do esqueleto permite a difusão celular, a oxigenação e a entrega de nutrientes até ao centro do implante, oferecendo espaço suficiente para a adesão celular, para o crescimento do tecido e subsequente vascularização no seu interior, garantindo assim uma grande capacidade osteocondutiva e promovendo diretamente a osteogénese e o fortalecimento da integração do implante pelo organismo. Este conceito é reforçado por Parthasarathy, Starly, Raman e Christensen (2010). Este estudo mostrou que as propriedades

mecânicas não podem ser diretamente caracterizadas apenas pela porosidade total, isto é densidade relativa, mas também pela área e pelo arranjo espacial das hastes da estrutura e tamanho e orientação do poro. Para esqueletos cúbicos de porosidade semelhante mostrou-se uma diferença significativa nas propriedades mecânicas devido às diferentes estruturas geométricas, em particular a espessura das hastes. De um modo geral, o aumento da porosidade leva à diminuição da rigidez e da força compressiva (Parthasarathy et al., 2010). No entanto, as técnicas de produção tradicionais dos esqueletos porosos não garantem o controlo preciso da sua estrutura porosa. Geralmente têm um limitado crescimento ósseo no seu interior e uma pobre vascularização na parte central do implante, devido à baixa porosidade e fraca interligação entre os poros (Heinl et al., 2008). Mais recentemente, várias técnicas de rápida prototipagem foram desenvolvidas para criar implantes porosos, entre elas o Feixe Eletrónico de Fusão Seletiva (Selective Electron Beam Melting – SEBM) e a Fusão Seletiva por Laser (Selective Laser Melting – SLM).

A tecnologia de fabrico SEBM

A Selective Electron Beam Melting (SEBM) é uma nova técnica de fabrico com elevada capacidade de produção de estruturas metálicas tridimensionais, complexas e de porosidade bem definida. O princípio básico desta técnica é a criação de estruturas camada a camada, através da fusão seletiva de camadas finas de pó por um feixe de eletrões, num ambiente a vácuo. Após a difusão de cada camada de pó metálico, um feixe de eletrões funde determinadas áreas de acordo com um modelo de desenho assistido por computador (CAD – *computer-aided design*). O modelo CAD, juntamente com parâmetros de construção ajustáveis (corrente do feixe de eletrões, velocidade de digitalização do feixe de eletrões, input de energia por unidade de comprimento e espessura da camada), definem a morfologia da estrutura criada. Deste modo, é possível a produção de uma grande variedade de estruturas metálicas celulares com diferentes densidades relativas, ajustando localmente a rigidez e a resistência do implante às propriedades biomecânicas dos tecidos biológicos circundantes. É o elevado poder energético do feixe de eletrões que proporciona o grande grau de controlo da arquitetura porosa e que permite a redução do tempo de produção e consequentemente dos custos. O feixe de eletrões tem uma maior densidade e uma maior eficiência energética comparativamente ao laser, o qual perde cerca de 95% da sua energia devido à reflexão pelo metal durante a sua fusão. Devido à elevada afinidade do titânio com os gases atmosféricos, como o oxigénio e o nitrogénio, é de real importância que o fabrico destas estruturas seja sob condições de vácuo, prevenindo a contaminação e as imperfeições pela oxidação do material, bem como a redução da ductilidade do titânio (Heinl, Rottmair, Körner & Singer, 2007). A

alteração química da superfície do implante leva a um diferente comportamento dos osteoblastos na sua adesão e proliferação, pelo que a oxidação do material (formação de uma camada de TiO_2 e/ou de AlO_x) deve ser ter sido em conta aquando do processo de preparação da superfície do implante (Anselme, 2000).

Figura 31. Representação esquemática do processo tecnológico SEBM (Selective Electron Beam Melting). (adaptado de Heintl et al., 2007).

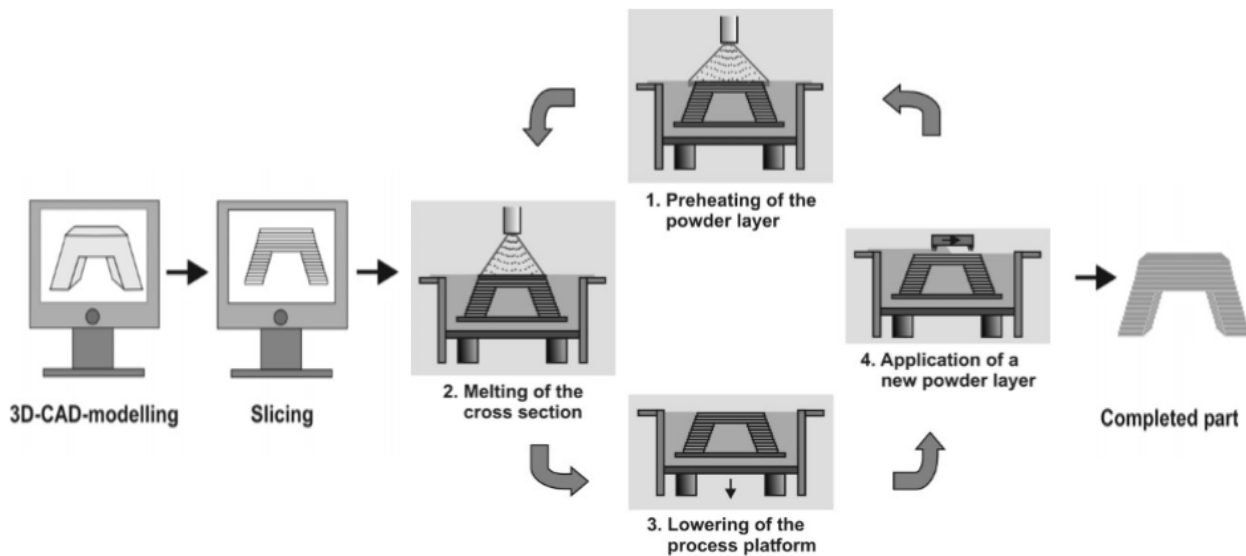
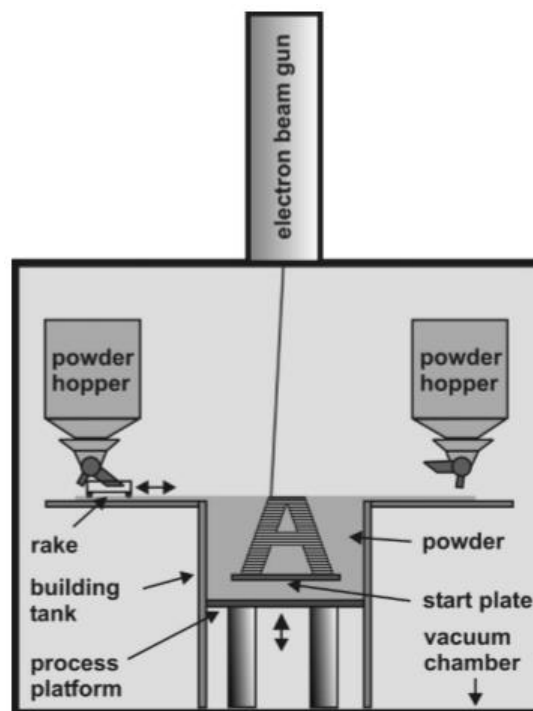


Figura 32. Representação da câmara SEBM. (Heintl et al., 2007).



Vários estudos foram levados a cabo na tentativa de avaliar os resultados clínicos dos esqueletos em Ti6Al4V criados por SEBM e de conhecer as suas características com o intuito de otimizar estes mesmos resultados. O objetivo é o de criar um esqueleto de excelentes propriedades mecânicas e estruturais e com eficácia biológica, capaz de se osteointegrar no, promover a condução, a proliferação e a diferenciação dos osteoblastos e ainda de induzir a própria formação de tecido.

Com a técnica SEBM é possível a produção de esqueletos porosos de Ti6Al4V com forma compatível a defeitos ósseos irregulares e propriedades mecânicas e estruturais semelhantes às do osso primário, com o aumento da porosidade e a consequente diminuição da rigidez dos implantes, minimizando assim o efeito de proteção-de-stress (Li, Wang, Zhang & Li, 2009). Heinl et al. (2008) relataram que estruturas celulares de Ti6Al4V produzidos por SEBM com poros interligados de 450 μm , porosidade de 61.3%, módulo elástico de 3.9 ± 2.1 GPa e 12.9 ± 0.9 GPa (sob força compressiva perpendicular e paralela, respetivamente), força yield 107.5 ± 3.6 MPa e resistência máxima de 148.4 ± 3.5 MPa podem significar uma estabilidade duradoura dos implantes em aplicação ortopédica. Li et al. (2012) referem também as propriedades mecânicas favoráveis (força compressiva entre 163-286 MPa, módulo elástico de 14.5-38.5 GPa) e a adequada estrutura porosa (uma rede de poros completamente interligados, porosidade de 51-61%, diâmetro do poro de 500-600 μm) dos esqueletos Ti6Al4V SEBM, afirmando que não só reduzem o efeito de proteção-de-stress mas também exercem excelentes propriedades osteocondutivas, sendo ótimos implantes substitutos em grandes defeitos ósseos em situação de suporte de carga.

Ponader et al. (2008) afirmam que células fetais humanas tipo-osteoblastos são capazes de aderir, proliferar e diferenciar-se em implantes Ti6Al4V SEBM. Hrabe, Heinl, Bordia, Körner e Fernandes (2013) num estudo semelhante com esqueletos altamente porosos Ti6Al4V SEBM, obtiveram resultados bioquímicos e ultra-estruturais promissores de um aumento da capacidade de osteointegração e osteocondução e da diminuição do efeito de proteção-de-stress, sugerindo que estes esqueletos podem efetivamente ser usados como substitutos ósseo em situações de suporte de carga fisiológica assim como em locais de não suporte de carga.

Em 2010, Ponader et al. estudaram *in vivo*, esqueletos de Ti6Al4V SEBM altamente porosos, com uma rede de poros interligados, para o preenchimento de defeitos do osso frontal de quinze suínos. Os resultados histológicos mostraram que estes esqueletos oferecem adequada arquitetura e propriedades mecânicas que otimizam o crescimento de tecido ósseo no seu interior. Passados 60 dias, o tecido ósseo recém-formado na região mais externa dos implantes era comparável com o osso primário, o rácio de crescimento interno nos implantes foi de 40%, considerando-se muito eficaz e, o contacto osso-implante (BIC – bone-implant contact)

nos implantes porosos aumentou, em contraste com o que aconteceu nos implantes compactos que viram o BIC diminuir progressivamente até ao 60º dia (Figura 30). Este estudo demonstrou que os implantes 3D Ti6Al4V com uma arquitetura porosa criados por SEBM podem ser completamente infiltrados por tecido ósseo em 60 dias (Figura 29). Palmquist, Snis, Emanuelsson, Browne e Thomsen (2013) comprovaram também a capacidade de osteointegração dos implantes porosos Ti6Al4V SEBM e revelaram o seu elevado BIC e consequente estabilidade, quando comparados com implantes compactos do mesmo material.

Biocompatibilidade comprovada dos implantes porosos Ti6Al4V SEBM

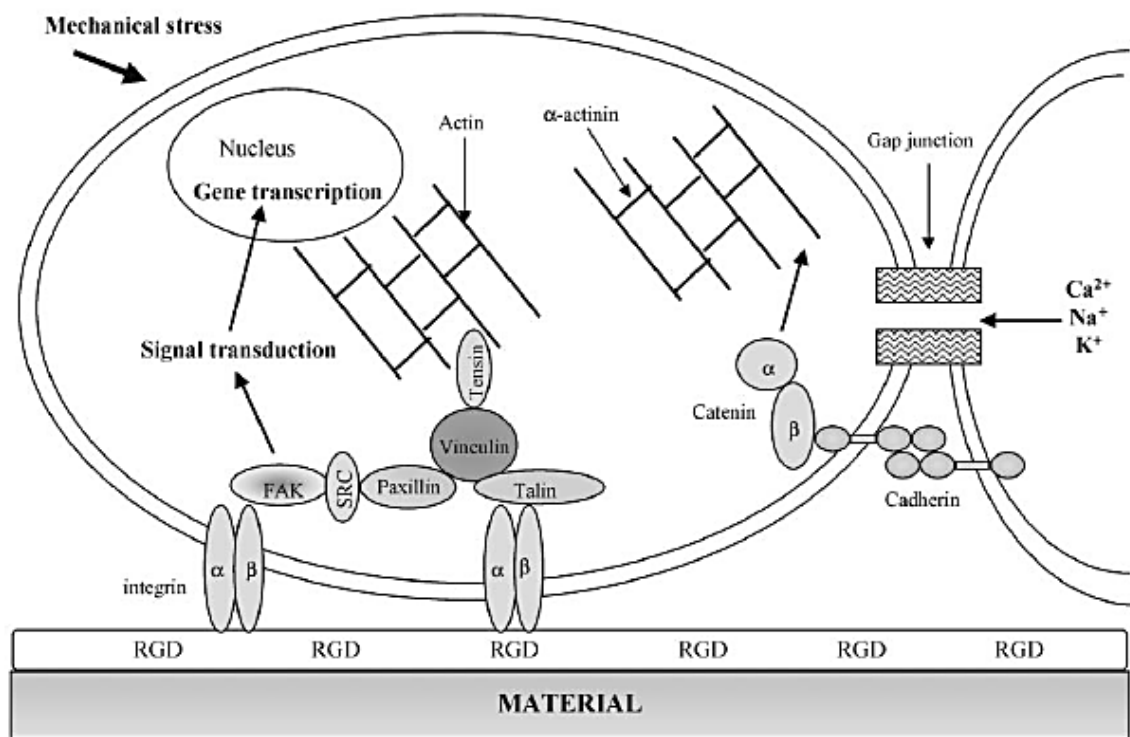
A biocompatibilidade dos materiais depende estreitamente do comportamento que as células apresentam em contacto com a superfície do material, em particular da adesão celular ao biomaterial. A adesão dos osteoblastos é por sua vez influenciada pelas características de superfície do material, como a composição química, a topografia e a energia de superfície (de carga positiva ou negativa) (Itthichaisri et al., 2006). Portanto, a ligação, a adesão e a propagação pertencem à primeira fase de interações célula-material e a sua qualidade irá influenciar a capacidade de proliferação e diferenciação das células em contacto com o implante (Anselme, 2000).

O termo adesão inclui primeiro a fase de ligação, a qual ocorre rapidamente através de reações físico-químicas como forças iónicas e de Van-der-Waals e, posteriormente a fase de adesão celular propriamente dita, através de reações moleculares em que proteínas da matriz extracelular, proteínas de membrana e do citoesqueleto interagem e induzem sinais de transdução, promovendo a ação de fatores de transcrição e consequentemente a regulação da expressão genética da célula (Anselme, 2000).

A formação dos locais de contacto célula-implante ocorrem essencialmente com células de baixa mobilidade e são promovidos pelas proteínas da matriz extracelular, como as integrinas e as caderinas, descritas nas células osteoblásticas. As integrinas são proteínas transmembranares com um grande domínio extracelular e um menor domínio citoplasmático. São as responsáveis pela comunicação intra e extracelular, traduzindo a informação dos ligantes extracelulares (como seja o material do implante) às proteínas do citoesqueleto (como a actina). As caderinas são também proteínas transmembranares que interagem com proteínas intracelulares, mas com função de adesão célula-célula. As junções comunicantes têm o seu papel na adesão celular ao permitirem trocas diretas de iões e moléculas entre células vizinhas. Assim integrinas, caderinas e junções comunicantes regulam a expressão genética celular por sinais de transdução induzidos pela adesão célula-material ou célula-célula, alterando a arquitetura do citoesqueleto de actina, fundamental para manter a forma da célula

e para formar os filopodia ou os lamelopodia (protusões da membrana plasmática em forma de dedo ou de lâmina receptivamente). As proteínas de adesão são, portanto, as principais responsáveis pela primeira resposta biológica das células em contacto com o material do implante, controlando a formação de protusões, a sua fixação à superfície do implante e a tração-retração e energia requeridas ao movimento celular. Em suma, a qualidade da adesão influencia a morfologia e a capacidade de proliferação e diferenciação do tecido no implante (Anselme, 2000).

Figura 33. Representação das proteínas celulares envolvidas na adesão celular ao biomaterial. (Anselme, 2000).

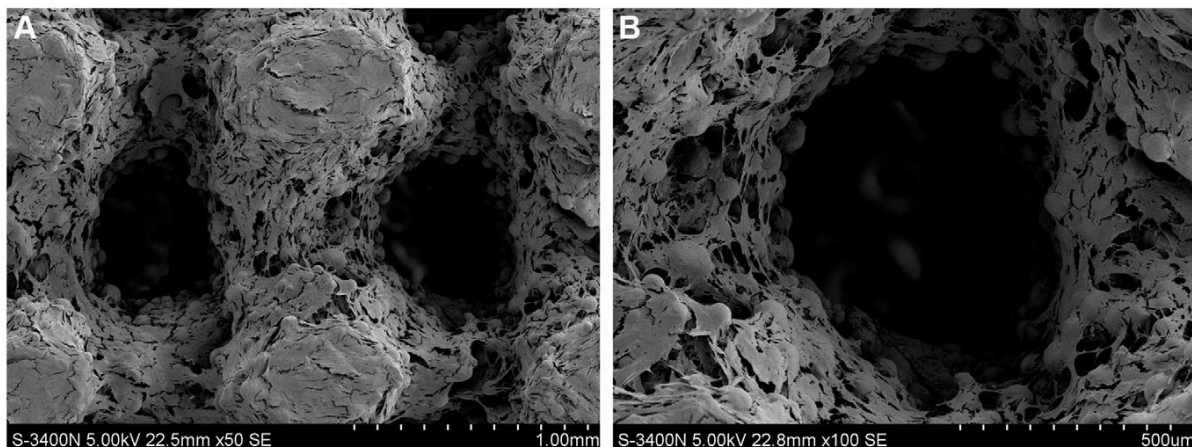


Quanto à topografia do implante, parece que a rugosidade influencia o seu sucesso. Superfícies lisas são preferidas para o crescimento celular, já que facilitam a sua adesão comparativamente a superfícies rugosas, no entanto, a porosidade dos esqueletos é considerada critério principal na aplicação em engenharia tecidual. De facto, a síntese de colagénio aumenta em superfícies rugosas (Anselme, 2000).

Para garantir a eficácia dos implantes ortopédicos é essencial estabelecer uma interface sólida, com uma completa fusão entre a superfície do material e o tecido ósseo, sem formação de tecido fibroso (Anselme, 2000).

Vários estudos comprovam a biocompatibilidade dos implantes de titânio e em particular dos esqueletos de Ti-6Al-4V SEBM. Itthichaisri et al. (2006) no seu estudo comparativo de vários biomateriais, verificaram a biocompatibilidade do titânio com o tecido ósseo. Li et al. (2007) não encontraram sinais de toxicidade ou de inflamação relacionados com os implantes, concluindo que o Ti-6AL-4V é um material biocompatível usado como substituto ósseo. Ponader et al. (2008) garantem a biocompatibilidade dos implantes Ti6Al4V SEBM. No seu estudo *in vitro*, estes implantes não se mostraram citotóxicos e ficou comprovada a expressão de genes osteogénicos de proliferação e diferenciação em apenas poucos dias após a cultura de células fetais humanas tipo-osteoblastos em estruturas Ti6Al4V SEBM, afirmando que estas são capazes de aderir, proliferar e diferenciar-se em implantes Ti6Al4V SEBM. No entanto esta capacidade proliferativa está dependente do grau de rugosidade, sendo que superfícies compactas e lisas são mais vantajosas do que superfícies rugosas, sugerindo que os esqueletos com microtopografia conseguem promover o contacto osso-implante através dos próprios mecanismos de interligação mecânica que reforçam das funções dos osteoblastos. No estudo de Hrabe et al. (2013) células humanas tipo-osteoblastos SAOS-2 (uma linha de células tipo-osteoblastos humanas bem caracterizada) foram encontradas aderidas e em proliferação no interior de esqueletos porosos Ti6Al4V SEBM (a presença de filopodia e outras protusões desde a membrana sugerem uma saudável atividade secretória das células, típica dos osteoblastos). Além disso, revelaram ser metabolicamente ativas e mantiveram a sua capacidade de síntese e deposição de colagénio tipo I e V na matriz extracelular. Com o passar do tempo, ultra-estruturalmente foi observada uma rede fibrilar de colagénio, provando que uma matriz extracelular de colagénio pode ser sintetizada e depositada não só à superfície mas também, e mais importante, no interior de esqueletos porosos Ti6Al4V SEBM. Palmquist et al. (2013) avaliaram a capacidade osteointegrativa e a biocompatibilidade a longo prazo (26 semanas) de implantes porosos e implantes compactos Ti-6Al-4V SEBM implantados em tecido ósseo e tecido subcutâneo, em ovelhas, comprovando a excelente biocompatibilidade a longo prazo em ambos os tecidos.

Figura 34. SEM de osteoblastos após 14 dias de cultura num implante poroso Ti6Al4V SEBM. Verifica-se um grande número de osteoblastos aderidos ao implante e que apresentam uma morfologia alongada com prolongamentos citoplasmáticos. (adaptado de Li et al., 2012).



Bioativação dos implantes porosos Ti6Al4V SEBM

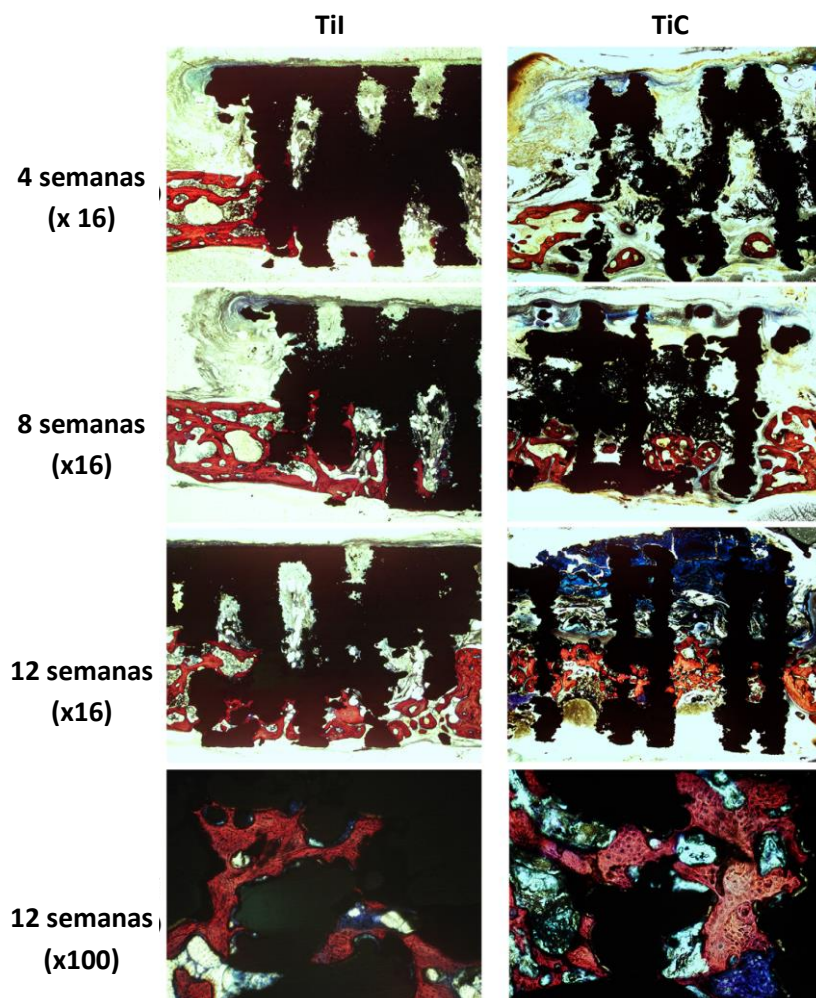
Os biomateriais para além da necessária biocompatibilidade e das propriedades mecânicas requeridas pelo tecido no local da implantação, devem possuir propriedades bioativas para uma boa regeneração tecidual, isto é, não só propriedades osteocondutivas, mas também propriedades osteoindutivas. O desenvolvimento de “materiais híbridos”, com uma estrutura de material biocompatível e osteocondutivo cobertos por fatores de crescimento ou proteínas de adesão, são sugeridos por Anselme (2000) para o melhoramento dos implantes ortopédicos.

Quanto aos esqueletos porosos Ti6Al4V SEBM muitos autores nos seus estudos (Li et al., 2007; Heintl et al., 2008; Ponader et al., 2010) sugerem a bioativação destes implantes através do revestimento da sua superfície, induzindo uma atividade biológica específica que irá levar a uma melhor performance BIC e consequente fixação do implante no osso circunstante e melhor estabilidade a longo prazo. O tratamento químico com HCl e NaHO à superfície dos esqueletos, relatado no estudo de Heintl et al. (2008), induziu a formação *in vitro* de hidroxiapatite. Esta foi visível na parte interior do implante, levando a crer no sucesso do tratamento químico por toda a estrutura. Li et al. (2015) revestiram a superfície porosa dos esqueletos Ti6Al4V SEBM com *polidopamine-assisted hidroxyapatite* (HA/pDA) verificando às 4 a 12 semanas a promoção da osteointegração e o aumento significativo da regeneração óssea após a sua implantação em defeitos ósseos.

O estudo de Li et al. (2012) avaliou a bioatividade dos esqueletos Ti6Al4V SEBM com e sem revestimento de apatite biomimética, *in vitro* e *in vivo*, em defeitos ósseos de 12 cm, em coelhos. Não foi observada diferença significativa na função e morfologia dos osteoblastos nos esqueletos de titânio poroso entre os grupos. Os esqueletos Ti6Al4V SEBM sem

revestimento usados no estudo comprovaram uma notável e contínua regeneração óssea durante todo o estudo (Figuras 34 e 35). Li et al. (2012) apontaram ainda para a dimensão das partículas de pó Ti6Al4V usadas, com tamanho de partícula 45-100 μm aleada ao processamento SEBM, que conferiu à estrutura criada uma superfície suave e ondulante, sem altos picos e cantos afiados, tornando-a adequada para despoletar a adesão e proliferação dos osteoblastos. Concluíram que a técnica SEBM pode ser usada para fabricar implantes de Ti6Al4V com uma estrutura porosa bem controlada e propriedades mecânicas favoráveis que permitam a adesão e proliferação osteoblástica, o crescimento ósseo no interior do implante e a sua integração (boa osteocondução e osteointegração), sem que haja necessidade de revestimento da sua superfície com promotores osteoblásticos para melhorar a bioatividade dos esqueletos.

Figura 35. Esqueletos de Ti6Al4V SEMB passadas 4, 8 e 12 semanas da implantação. (coloração histológica para osteogénese). TiI: implante de titânio poroso sem revestimento; TiC, implante de titânio poroso com revestimento biomimético. As imagens mostram o rápido crescimento do osso no interior dos poros e o estreito contacto entre o tecido ósseo e os implantes Ti6Al4V SEMB, não se notando diferenças óbvias entre as amostras revestidas e não revestidas. (adaptado de Li et al., 2012).



Concluindo, a originalidade da TTA porosa revela-se na tipologia dos seus implantes e na simplicidade que estes oferecem à técnica. O facto de não realizar uma osteotomia completa da crista tibial consente a manutenção do aporte nutricional a este fragmento e uma boa estabilidade posterior da crista, podendo deste modo reduzir drasticamente o tamanho da placa e o número de parafusos. O preenchimento do grande defeito ósseo, criado com o avanço da tuberosidade tibial, com uma cunha de titânio poroso Ti6Al4V SEBM, altamente osteointegrável e com propriedades de osteocondução e osteoindução (dados não publicados) quando submetida a uma força de carga cíclica, evita a necessidade de um enxerto de esponjosa. E a própria placa minimalista solicita o osso à sua regeneração, já que funciona como *cerclage* devido ao parafuso único no corpo da tíbia que permite a ação de pequenas forças compressivas de carga cíclica sempre que o animal apoia o membro. Por fim a simplicidade e a redução da dimensão dos implantes permite um procedimento com uma mínima abordagem cirúrgica e otimização dos recursos.

A TTA porosa apresenta como principais vantagens:

1. Simplicidade da técnica. O facto de não realizar uma osteotomia completa da crista, permite a manutenção de uma boa estabilidade posterior da tíbia, podendo assim reduzir drasticamente o tamanho da placa e o número de parafusos.
2. Melhor cura. O preenchimento do defeito ósseo criado com o avanço da crista tibial com uma cunha de titânio porosa, altamente osteointegrável, evita a necessidade de um enxerto de esponjosa.
3. A cunha tem propriedade de osteocondução e osteoindução quando submetida a uma força de carga cíclica.
4. A redução da dimensão do implante permite um procedimento com uma mínima abordagem cirúrgica.
5. Otimização dos recursos. A técnica cirúrgica requer poucos instrumentos específicos, reduzindo de maneira drástica o investimento dedicado.
6. A técnica é rápida, simples e reproduzível. A curva de aprendizagem é normalmente limitada a poucos procedimentos.

2. IMPLANTES

Cunha

As cunhas são em titânio poroso Ti6Al4V ELI (ISO 5832-3). São possíveis diferentes avanços: 3,0 – 4,5 – 6,0 – 7,5 – 9,0 – 10,5 – 12,0 – 13,5 e 15,0 mm e diferentes larguras para cada avanço.

O cirurgião tem à disposição variadíssimas opções de cunhas. Para decidir qual a cunha a usar é importante ter em conta as três grandezas físicas de cada cunha: a espessura da cunha (A), que coincide com o avanço da tuberosidade tibial requerido, a largura da cunha (B) e o comprimento da mesma (H).

Tabela 1. Cunhas da TTA porosa.

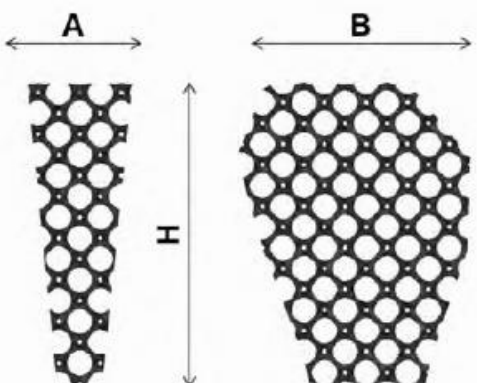
	Cunhas		
	Avanço (mm) (A)	Largura (mm) (B)	Comprimento (mm) (H)
	3	5 7	8
	4.5	8 11	13
	6.5	11 14	20
	7.5	14 17	22
	9	14 17 20	26
	10.5	17 20	28
	12	17 20 23	30
	13.5	20 23	33
	15	21 24	33

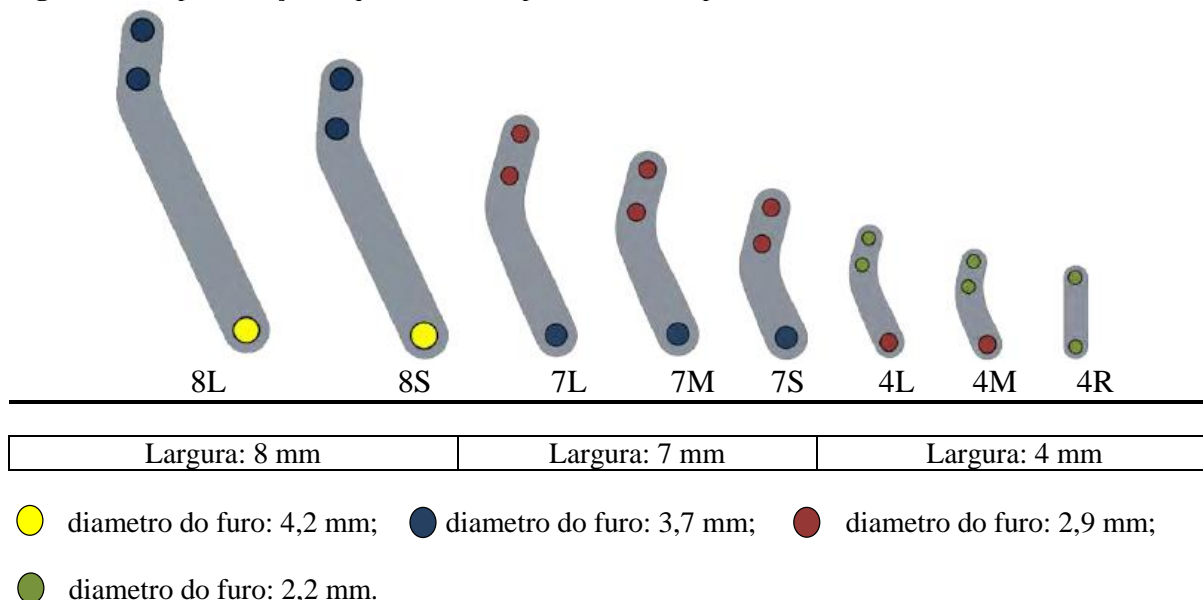
Figura 36. Representação esquemática da cunha TTA porosa.

Placa

As placas são em titânio Ti CP Grade 4, ISO 5832-2 e por isso podem ser moldadas para se adaptarem perfeitamente à anatomia do paciente, mesmo que em muitos casos não seja necessário. Existem 8 placas divididas em três grupos com base na sua largura: 8,0 mm, 7,0 mm ou 4,0 mm. As mais largas são usadas em cães de grandes dimensões porque consentem a utilização de parafusos de maior diâmetro.

As placas não são retilíneas, com exceção da mais pequena (4R). Esta conformação consente uma melhor adaptação à crista tibial. Todas elas, salvo a 4R, apresentam dois furos para os parafusos da crista tibial e um de maior dimensão para a tibia.

Figura 37. Representação esquemática das placas da TTA porosa.



A nomenclatura da placa refere-se à largura (não confundir com a espessura, que é de 1 mm para todas as placas) e é caracterizada pelo número que aparece no início (8, 7 ou 4). A letra que se segue está associada à medida: grande (L), média (M) e pequena (S). A letra R é a exceção para a única placa retilínea.

Parafusos corticais autorroscantes

Os parafusos, também eles em titânio Ti6Al4V (ISO 5832-2), são autorroscantes, dispensando assim a abertura de rosca prévia, diminuindo o tempo cirúrgico. Têm cabeça hexagonal para um melhor acoplamento e melhor transmissão de torque (tendência de uma força para rodar um objeto em torno de um eixo).

Tabela 2. Dimensão dos parafusos disponíveis no kit da TTA porosa.

Ø 1,5 mm	Ø 2 mm	Ø 2,4 mm	Ø 2,7 mm	Ø 3,5 mm
Ø 1,5 x 6 mm	Ø 2 x 6 mm	Ø 2,4 x 10 mm	Ø 2,7 x 14 mm	Ø 3,5 x 16 mm
Ø 1,5 x 8 mm	Ø 2 x 8 mm	Ø 2,4 x 12 mm	Ø 2,7 x 16 mm	Ø 3,5 x 18 mm
Ø 1,5 x 10 mm	Ø 2 x 10 mm	Ø 2,4 x 14 mm	Ø 2,7 x 18 mm	Ø 3,5 x 20 mm
Ø 1,5 x 12 mm	Ø 2 x 12 mm	Ø 2,4 x 16 mm	Ø 2,7 x 20 mm	Ø 3,5 x 22 mm
Ø 1,5 x 14 mm	Ø 2 x 14 mm	Ø 2,4 x 18 mm	Ø 2,7 x 22 mm	Ø 3,5 x 24 mm
	Ø 2 x 16 mm	Ø 2,4 x 20 mm	Ø 2,7 x 24 mm	Ø 3,5 x 26 mm
		Ø 2,4 x 22 mm	Ø 2,7 x 26 mm	Ø 3,5 x 28 mm
		Ø 2,4 x 24 mm		Ø 3,5 x 30 mm
		Ø 2,4 x 26 mm		
		Ø 2,4 x 28 mm		

3. TTA POROSA PASSO A PASSO

- 1) Posicionamento do paciente: decúbito lateral para o lado do membro afetado, com o membro contralateral abduzido. O acesso cirúrgico é medial e centrado sobre a crista tibial, com o membro apoiado lateralmente.
- 2) A incisão cutânea é efetuada a cerca de 1 cm do bordo cranial e estende-se desde 1 cm proximalmente à inserção do tendão patelar a 1 cm distalmente à crista tibial.
- 3) Incide-se a faixa crural e retrai-se, procurando minimizar a lesão vascular. A incisão é aprofundada na parte proximo-caudal ao tendão patelar, onde será posicionado o distrator que tem também a função de proteger o tendão.
- 4) O furo de Maquet é feito apenas distalmente à parte distal da crista tibial e representa a parte mais distal da osteotomia. A sua localização precisa é difícil de definir devido à grande variabilidade da conformação tibial. É realizado aproximadamente a 4 mm do bordo cranial da crista e não deve envolver a cortical.

Figura 38. Técnica TTA porosa.
(cedido por GLR).

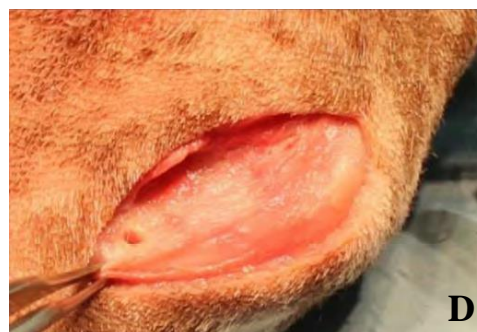


Figura 38. Técnica TTA porosa.
(cedido por GLR). (continuação)

- 5) O furo é normalmente realizado com uma ponta de 2.0 mm para pacientes de médio/ pequeno porte e de 2.5 mm para pacientes de grande porte. Durante a sua realização é importante irrigar a zona para evitar o sobreaquecimento dos tecidos circunstantes. Se se utiliza uma broca, esta deve ser removida do final da perfuração para a inserção da guia para a osteotomia, por outro lado, se for usado um fio, este pode ser deixado como próprio guia.
- 6) Para haver um campo cirúrgico adequado é aconselhável o uso de um distrator. É usado para proteger o tendão patelar, inserindo-se sob o mesmo e mantendo-o elevado relativamente à crista tibial, não o danificando durante a osteotomia.
- 7) Para efetuar a osteotomia é aconselhável usar uma guia, de modo a padronizar a técnica. A guia é constituída por um sulco para introduzir a lâmina e por um furo distal que deve coincidir com o furo de Maquet. Para o seu posicionamento, faz-se passar a guia através do distrator e introduz-se a ponta anteriormente usada para a perfuração no furo da guia. Deste modo, os furos no osso e na guia estão alinhados e o ângulo correto da osteotomia é determinado pela posição da guia respetivamente ao ponto de rotação, representado pelo furo de Maquet. A osteotomia é directa, imediatamente caudal ao tendão patelar.

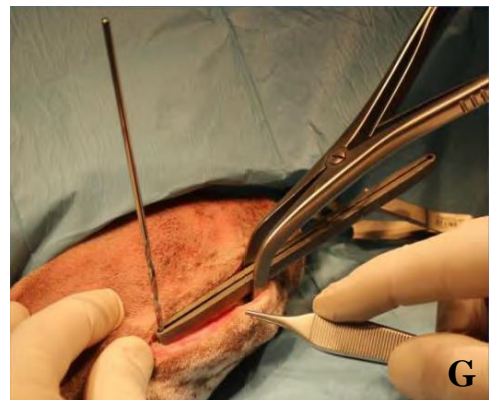


Figura 38. Técnica TTA porosa.

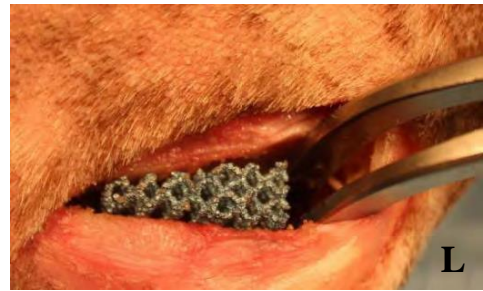
(cedido por GLR). (continuação)

- 8) Uma vez posicionada a guia, efetua-se a osteotomia, introduzindo a lâmina da serra oscilante no sulco da guia. A osteotomia, que é perpendicular ao plano sagital da tíbia, liga a parte da crista caudal à inserção do tendão patelar (pode ser tida como referência o tubérculo de Gerdy) ao furo de Maquet. É necessário remover a guia e a ponta inserida para completar a osteotomia até ao furo de Maquet. É fundamental a lavagem com solução fisiológica durante todo o processo para não promover necrose óssea.
- 9) É oportuno verificar que a osteotomia esteja completa antes de prosseguir para qualquer tentativa de avanço da tuberosidade tibial. O distrator sob o tendão patelar previne a possibilidade de dano ao nível do tendão.
- 10) Inicia-se o avanço da tuberosidade tibial. É fundamental que seja efetuado de maneira progressiva, desfrutando das características viscoelásticas do osso, para prevenir possíveis fraturas distais da crista, do istmo cortical. É útil utilizar o instrumento de distração adequado, de modo a manter o avanço obtido. É oportuno distrair um milímetro a mais da largura da cunha ideal para o paciente. O distrator mantém a posição enquanto se introduz a cunha.



Figura 38. Técnica TTA porosa.
(cedido por GLR). (continuação)

- 11) Para a correta seleção da cunha é útil medir a profundidade da osteotomia com um medidor de profundidade.



- 12) Depois de realizada a correta distração, procede-se à colocação da cunha, inserindo-a no espaço aberto mantido pelo distrator. A cunha deve estar em contacto com ambas as corticais, medial e lateral, da crista tibial. Um outro aspeto importante é a altura a que pode ser inserida a cunha: o seu posicionamento um pouco mais distal respetivamente àquele standard permite efetuar avanços intermédios relativamente aos definidos pela cunha. Uma vez colocada a cunha corretamente, é removido o distrator.



- 13) O set dispõe de 6 placas diferentes sendo que, em função do tamanho do paciente e da conformação da crista a placa é escolhida. O posicionamento da placa tem influência notória na transmissão das forças de carga. A placa posiciona-se de modo a que os parafusos da crista se localizem na metade distal da crista. Primeiro coloca-se o parafuso tibial, 3 a 10 mm distalmente à extremidade distal da osteotomia dependendo do tamanho do paciente. O parafuso não deve ser completamente apertado, só até entrar em contacto com a placa.



Figura 38. Técnica TTA porosa.

(cedido por GLR). (continuação)

- 14) Sucessivamente insere-se o parafuso proximal na crista tibial, realizando-se manualmente uma ligeira compressão da crista contra a cunha porosa. O seu posicionamento depende da anatomia da crista tibial. A técnica de inserção e aperto dos parafusos é a padronizada para os parafusos autorroscantes. Uma vez posicionado o parafuso distal da crista tibial, conclui-se também o aperto do parafuso tibial.



- 15) A incisão cirúrgica é suturada como de rotina.

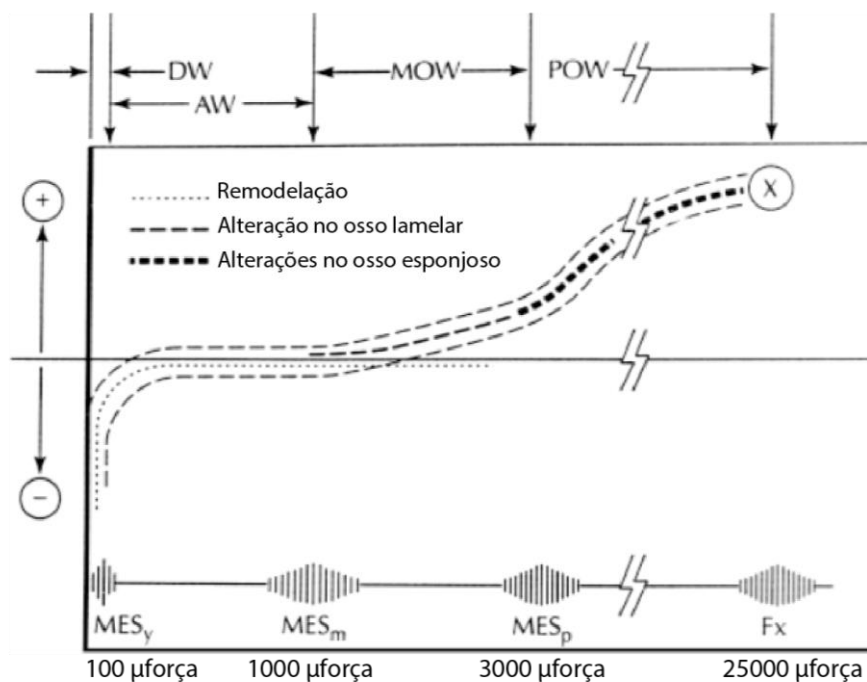


4. TEORIA MECANOSTÁTICA – O PARADIGMA DE UTAH

O paradigma de Utah, de Harold Frost, para os ossos de suporte de carga voluntária e intencional veio explicar como ocorre a adaptação óssea, na sua massa e força, à carga mecânica por eles suportada, maioritariamente da responsabilidade muscular. O paradigma de Utah veio substituir a ideia de que os efetores celulares (condroblastos, fibroblastos, osteoblastos, osteoclastos, etc.) eram regulados apenas por agentes não mecânicos que determinariam a arquitetura, força e saúde do osso. Se assim fosse, tais agentes conseguiriam normalizar a força óssea de membros paralisados e tal não se verifica. Faltava a passagem entre o conhecimento celular e o conhecimento orgânico. Como refere Frost, «o microcosmos não pode prever o macrocosmos e tentar prever as funções do esqueleto a nível orgânico apenas a partir da realidade biológica celular, é como prever o macrocosmos esquelético a partir do microcosmos esquelético, ou seja, com hipóteses de sucesso praticamente nulas».

O elemento básico e principal da teoria proposta por Harold Frost para a remodelação, adaptação e modelação óssea é a mecanostática, que coloca a carga suportada pelo osso como o principal responsável pela sua perda ou ganho. A força mínima efetiva de remodelação determina o modo de desuso e o limite máximo abaixo do qual ocorrerá perda de massa óssea e rigidez. A força mínima efetiva de modelação é aquela em que a partir da qual ocorre modelação óssea, com aumento da massa e rigidez (por exemplo, durante o crescimento do esqueleto). Entre a força mínima de remodelação e a força mínima de modelação, encontra-se o intervalo de adaptação onde o osso mantém a sua massa e rigidez causada pelo suporte de carga mecânica voluntário. Portanto, a remodelação mantém o tecido ósseo e repara as micro-lesões, enquanto a modelação determina a forma e o tamanho desde a adaptação ao uso mecânico.

Figura 39. Efeito da remodelação e modelação nos ossos de suporte de carga. A linha inferior horizontal sugere os picos de força típicos do osso, desde o zero, à esquerda, à força de fratura à direita (F_x), e ainda a localização dos três intervalos limite de força óssea (MES_r – força mínima efetiva de remodelação; MES_m – força mínima efetiva de modelação; e MES_p – força mínima efetiva patológica). No topo, DW – modo de desuso; AW – intervalo de adaptação, como num jovem adulto; MOW – intervalo de sobrecarga leve, como na fase de crescimento; POW – intervalo de sobrecarga patológica. O eixo horizontal representa os ganhos ou perdas dos ossos de suporte de carga. O eixo vertical representa a força óssea. A linha tracejada inferior indica a fase de remodelação e, no modo de desuso verifica-se perda óssea quando a força é inferior à MES_r . No intervalo de adaptação, a remodelação é capaz de manter o osso existente, conservando-se a sua massa e rigidez durante a carga mecânica voluntária. A linha tracejada superior demonstra como a modelação aumenta a força óssea quando ultrapassa a MES_m . Acima da MES_p a formação de osso primário substitui a formação de osso lamelar e há acumulação de micro-danos irreparáveis que podem levar à fratura não traumática. (adaptado de Frost, 2004).



Outro mecanismo importante é a mecanotransdução, ou seja, a carga mecânica infligida no osso é geradora de sinais que as células efetoras ósseas (osteócitos, osteoblastos, osteoclastos, etc.) conseguem detetar, induzindo assim uma resposta.

A atuar na atividade do tecido ósseo existem ainda o sistema neuromuscular e os agentes não mecânicos (locais e sistêmicos) que são permissivos, mediadores e moduladores dos sinais dependentes da força, ou que atuam diretamente nas células ósseas, nas vias de modelação ou remodelação. Existem ainda os sistemas de retroalimentação negativos (Figura 40).

IV. ESTUDO CLÍNICO

1. OBJECTIVOS DO ESTUDO

Foi desenhado um estudo retrospectivo para investigar as características da técnica cirúrgica TTA porosa como tratamento da rutura do LCCr no cão. O estudo teve 2 objetivos principais: 1) avaliar a segurança e a eficácia da técnica, caracterizando as complicações intra e pós-operatórias e o resultado clínico final e 2) avaliar se as premissas teóricas sobre o titânio poroso de que induz o crescimento ósseo sob uma carga cíclica podem ou não ser confirmadas através do nível de consolidação óssea precoce no defeito da osteotomia.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Desenho do estudo

Foram convidados a participar neste estudo cirurgiões que usam a técnica TTA porosa para o tratamento da rutura do LCCr no cão, com base na lista de contactos do Instituto Tecnológico de Canárias e da Ad Maiora srl. Cada cirurgião apresentou pelo menos 20 casos, minimizando assim os erros relativos à curva de aprendizagem. Foram incluídos apenas os casos com seguimento radiográfico de pelo menos 2 meses (ou menor caso se confirmasse a consolidação distal do defeito da osteotomia. Foram excluídos todos os cães com diagnóstico de doença concomitante do joelho, não relacionada com a rutura do LCCr e que apresentassem outra causa de claudicação do membro (seja ortopédica ou neurológica). Os dados foram recolhidos por meio de um questionário on-line (<https://podio.com/webforms/11100660/784335>) (disponível no Anexo I desta dissertação), elaborado e enviado aos participantes do estudo com recurso à plataforma Podio, sendo posteriormente analisados e padronizados para a sua avaliação. A informação obtida considerou 18 parâmetros que incluíram: a raça, a idade, o peso, o membro afetado, os sinais clínicos, o tempo desde a manifestação dos sinais clínicos à cirurgia, os sinais radiográficos pré-operatórios, o método de medição do avanço da tuberosidade tibial, os sinais artroscópicos, os implantes usados, a dimensão do furo de Maquet, o tempo de cirurgia, as complicações intraoperatórias, o tempo dos controlos pós-operatórios, as complicações pós-operatórias e o seu tratamento, o tempo até à consolidação do defeito de osteotomia e o resultado clínico final.

Avaliação pré-operatória

O diagnóstico de rutura do LCCr foi feito de acordo com os sinais clínicos de dor e claudicação e o teste de compressão tibial, o qual asserta a instabilidade do joelho devida a lesão do LCCr (através da comprovação radiográfica da subluxação cranial da tíbia em projeção dinâmica). A claudicação pré-operatória foi avaliada de acordo com a seguinte escala numérica: 1 = estação e marcha normal, sem dor à manipulação da articulação/ 2 = postura em estação anormal e marcha normal sem claudicação, algum desconforto na manipulação da articulação quando incitada a flexão e extensão completa do joelho/ 3 = claudicação moderada durante a marcha, desconforto moderado durante a manipulação do joelho na flexão e extensão completa/ 4 = claudicação moderada durante a marcha com ocasional elevação do membro afetado, grande desconforto na flexão e extensão completa do joelho quando manipulado/ 5 = grave claudicação durante a marcha com elevação constante do membro e, grande desconforto na manipulação do joelho durante todo o ROM articular. Os sinais radiográficos pré-operatórios de reatividade articular como a presença de osteófitos ao longo do polo distal da patela e das superfícies caudais do fémur e da tíbia, o sinal de diminuição da gordura infrapatelar, a distensão caudal da cápsula articular e a presença de sinais graves de artrose foram classificados em: inexistentes/ ligeiros/ moderados/ e graves conforme a presença de 0, 2, 3 ou 4 dos sinais aqui referidos.

Como critério de seleção para a técnica TTA porosa adotou-se o limite máximo de APT = 30°. A medição do avanço necessário da tuberosidade tibial foi feita sobre a radiografia medio-lateral a 135° de extensão do membro (usando como referência os eixos longos do fémur e da tíbia), de acordo com os métodos: tangente comum, ângulo do plateau tibial (transposição do método do *template* da TTA para representação digital), *template* ou outros, especificados pelo cirurgião.

Técnica cirúrgica

O paciente foi colocado em decúbito dorsal com o membro afetado em suspensão para a desinfecção asséptica desde a coxa até à articulação tarso-metatarsica.⁽¹⁾ Após a colocação da tela cirúrgica o paciente foi colocado em decúbito lateral, para o lado do membro afetado, com o membro contralateral abduzido, para o procedimento cirúrgico.⁽¹⁾

A exploração da articulação do joelho antes da estabilização cirúrgica, foi efetuada por artrotomia ou artroscopia (de acordo com a vontade do proprietário e aconselhamento do cirurgião), primeiramente com objetivo de diagnóstico e determinação da lesão do ligamento cruzado cranial e meniscos e, posteriormente com o objetivo terapêutico caso justificado.

A técnica foi efetuada como descrito no Capítulo III. Não foi implantado qualquer enxerto ósseo no defeito da osteotomia. Foi avaliada a estabilidade do membro e confirmada a ausência de movimento tibial cranial antes da estabilização com a placa.

Foi efetuada a avaliação radiográfica imediatamente pós-cirúrgica, com radiografia mediolateral a 135° e pósterio-anterior para garantir o procedimento realizado. Os pacientes foram para casa no mesmo dia apenas com um penso no local da ferida cirúrgica e sem qualquer tipo de penso Robert-Jones até à remoção dos pontos (cerca de 10 dias). ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Apenas referente aos casos do cirurgião Gian Luca Rovesti, com quem efetuei o estágio curricular e tive a oportunidade de participar em algumas intervenções incluídas neste estudo.

Seguimento

A avaliação do estado clínico e radiográfico foi efetuada preferencialmente aos dias: 10, 30 e 60 dias após a cirurgia, mas de acordo com a evolução e disponibilidade dos proprietários estes momentos poderão ter sido outros. Foi avaliado o grau de claudicação assim como outras possíveis complicações.

As complicações pós-operatórias foram classificadas em menores e maiores, sendo que as primeiras correspondem às que não requerem tratamento sob anestesia ou àquelas que não comprometem o objetivo final da técnica, e as segundas às que requerem tratamento sob anestesia ou comprometem o objetivo final da técnica.

Para o presente estudo definiu-se como cura óssea a observação radiográfica de um bom calo ósseo na região distal da osteotomia, entre a cunha e o istmo cortical distal. Este momento temporal foi usado como indicativo a partir do qual o paciente pode voltar à sua atividade normal sem restrições, exceto aquelas recomendadas ao paciente artrósico. Não foi utilizada a escala de Hoffmann et al. (2006) pois o facto de se manter íntegro o istmo cortical distal da crista da tíbia faria corresponder a um grau 2 ou superior nesta escala, contando já como um local de ponte óssea. Como a cunha porosa ocupa uma grande área no defeito da osteotomia, tal dificulta uma visualização radiográfica clara neste local (pontes médias). Assim, considerou-se apenas a região distal do defeito da osteotomia.

Análise estatística

A análise dos dados foi efetuada com recurso ao *software* de análise estatística SPSS Statistics 17.0.

Foram usados métodos de estatística descritiva (média, desvio padrão, máximo, mínimo, mediana, frequência absoluta e frequência relativa) para caracterizar a amostra, os implantes

utilizados, as complicações (intraoperatórias, pós-operatórias maiores e menores) e os resultados clínicos finais. Realizou-se ainda o teste de correlação de Spearman para comprovar a correlação direta entre o peso do animal e o tamanho dos implantes.

As complicações foram divididas em classes para avaliar a sua relação com as variáveis sexo, idade, peso do animal e tamanho dos implantes. Classe 0: sem complicações/ classe1: ocorrência de fissura ou fratura do istmo distal da crista tibial/ Classe 2: inclui a ocorrência de fratura média da crista tibial, fratura diafisária e falência dos implantes/ Classe 3: claudicação e outras. As complicações de Classe 1 foram ainda relacionadas com o furo de Maquet (presente/ausente). Para tal recorreu-se ao Teste Exacto de Fisher (para as variáveis binominais) e ao teste não paramétrico de Wilcoxon-Mann-Whitney (para as variáveis quantitativas), comparando cada classe de complicações (classes 1, 2 e 3) com a classe 0. Foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov para averiguar a normalidade das distribuições das variáveis quantitativas em estudo. Considerou-se uma probabilidade de erro de tipo I (α) de 0,05 em todas as variáveis inferenciais, ou seja, os resultados foram estatisticamente significativos para $P < 0,05$.

3. RESULTADOS

Caracterização da amostra

Preencheram os critérios de inclusão deste estudo 150 unidades de estudo (N=150) (82 [54,7%] esquerdos e 68 [45,3%] direitos), de 142 cães intervencionados com a técnica TTA porosa, para tratamento da rutura do LCCr. Dos 16 cães (11,3% de 142) operados bilateralmente, 8 entraram no estudo apenas com uma das articulações do joelho representada, já que a contralateral não preencheu todos os critérios de inclusão. Assim, no total dos joelhos estudados, 126 (84%) representam intervenções unilaterais e 24 (16%) representam casos de intervenções bilaterais. A segunda cirurgia de TTA porosa, ao membro contralateral foi efetuada após a primeira em diferentes intervalos de tempo para cada caso sendo que, em 1 dos casos estas ocorreram no mesmo procedimento cirúrgico. A idade média foi de $6,1 \pm 2,8$ anos (um mínimo de 1 e um máximo de 13 anos) e o peso médio de $26,0 \pm 15,3$ kg (mínimo de 2 e máximo de 78 kg), sendo 76 fêmeas e 74 machos.

Gráfico 1. Diagrama de extremos e quartis da distribuição das idades, em anos.

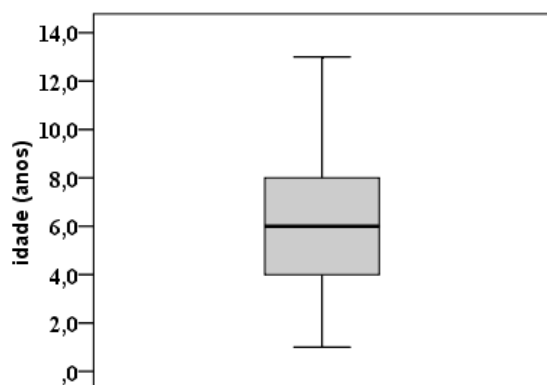
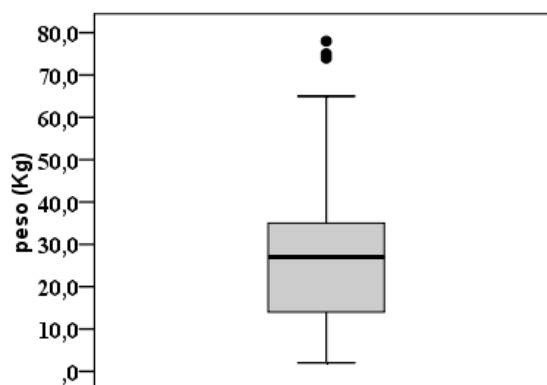
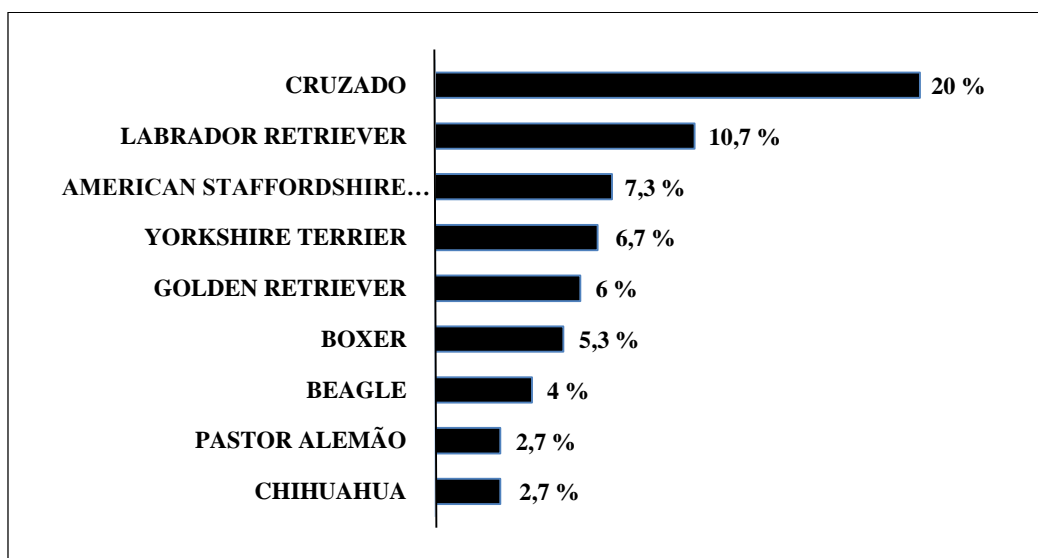


Gráfico 2. Diagrama de extremos e quartis da distribuição do peso, em quilogramas.



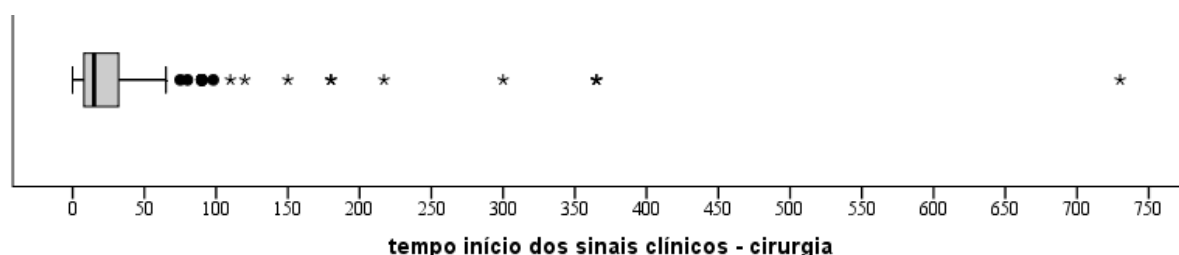
As raças representadas foram: 30 cruzados (20%), 16 Labrador Retriever (10,7%), 11 American Staffordshire Terrier (7,3%), 10 Yorkshire Terrier (6,7%), 9 Golden Retriever (6%), 8 Boxer (5,3%), 6 Beagle (4%), 4 Pastor Alemão (2,7%), 4 Chihuahua (2,7%), 3 Dobermann (2%), 3 Drahthaar (2%), 3 Rottweiler (2%), 3 Mastim Espanhol (2%), 2 Border Collie (1,3%), 2 Bull Mastim (1,3%), 2 Cão d'Água Espanhol (1,3%), 2 Cocker (1,3%), 2 Épagneul Breton, 2 Mastim (1,3%), 2 Pit Bull Terrier (1,3%), 2 São Bernardo (1,3%), 2 Schnauzer miniatura (1,3%), 2 Shih Tzu (1,3%), 2 West Highland White Terrier (1,3%) e 1 (0,7%) de cada uma das seguintes: Alaskan Malamute, American Bully, Pastor Australiano, Bernese Mountain Dog, Cane Corso Italiano, Daschshund, Dogue De Bordeaux, Bulldog Inglês, Fox Terrier, Havanese, Hovawart, Setter Irlandês, Jack Russel Terrier, Kurzhaar, Maremma Sheepdog, Caniche, Caniche miniatura e Spanish Greyhound.

Gráfico 3. Frequências relativas das raças mais representadas na amostra estudada.



A duração média entre o início dos sinais clínicos (claudicação) e a cirurgia foi de $45,4 \pm 89,3$ dias (mínimo de 1 e máximo de 730 dias), com mediana de 15 dias e com 75% dos casos submetidos à cirurgia antes dos 33 dias desde o início da sintomatologia. Com um grau de claudicação de mediana 4 (numa escala de 1 a 5). Quanto aos sinais radiográficos pré-operatórios, 36,7% apresentaram sinais moderados, 32% apresentaram sinais subtis, 23,3% não apresentaram quaisquer sinais radiográficos e 8% apresentaram sinais graves de reação articular.

Gráfico 4. Diagrama de extremos e quartis da distribuição do período de tempo, em dias, entre o início dos sinais clínicos e a cirurgia.



Apenas 27 joelhos foram avaliados por artrotomia (10) ou artroscopia (17). Num dos casos em que se efetuou artroscopia, esta foi inconclusiva quanto ao estado dos ligamentos e meniscos, devido à extensa reação hiperplásica do tecido adiposo intra-articular que impediu a correta visualização das estruturas intra-articulares. Dos 26 casos conclusivos, 7,8% apresentaram um LCCr incompetente, 26,8% uma rutura parcial e 65,4% uma rutura total do LCCr. Treze joelhos (50%) apresentaram lesão do menisco medial concomitante, dos quais apenas 8 foram tratados por artroscopia. Cinco joelhos (19,2%) revelaram, em simultâneo, danos do LCCd e 4 joelhos (15,4%) lesões graves da cartilagem articular.

Foram usados diferentes métodos de medição pré-operatória do avanço da tuberosidade tibial pelos vários cirurgiões participantes. O método do ângulo do plateau tibial foi o mais utilizado (41,4% dos casos), seguindo-se o método das tangentes-comuns (27,3% dos casos) e o *template* da TTA (23,3 % dos casos). Um dos cirurgiões afirmou ter usado um software de raio-X digital baseado numa modificação do método do ângulo do plateau tibial (6,7% dos casos do estudo). Em 2 casos (1,3%) o avanço pretendido da tuberosidade tibial foi medido através da combinação do método das tangentes-comuns e do *template*, devido a deformidades angulares do membro.

Caracterização quanto aos implantes

A cunha mais utilizada foi a de 9 mm de avanço (39,3%, 59 casos), seguindo-se as cunhas de 6,5mm (24,7%, 37 casos), 4,5mm (14%, 21 casos), 12mm (12%, 18 casos), 3mm (6%, 9 casos), 7,5mm (3,3%, 5 casos) e 10,5mm (0,7%, 1 caso) de avanço. Nos 150 casos em estudo, não foram utilizadas as cunhas de maiores dimensões (de 13,5mm e de 15mm de avanço) (Gráfico 5).

As placas mais utilizadas foram por ordem decrescente: a placa 7L (42%, 63 casos), 7M (19,3%, 29 casos), 7S (12%, 18 casos), 4L (10%, 15 casos), 4M (7,3%, 11 casos), 4R e 8L (4%, 6 casos para cada uma das placas) e a placa 8S (1,3%, 2 casos) (Gráfico 6).

Gráfico 5. Frequências relativas das cunhas utilizadas na amostra estudada.

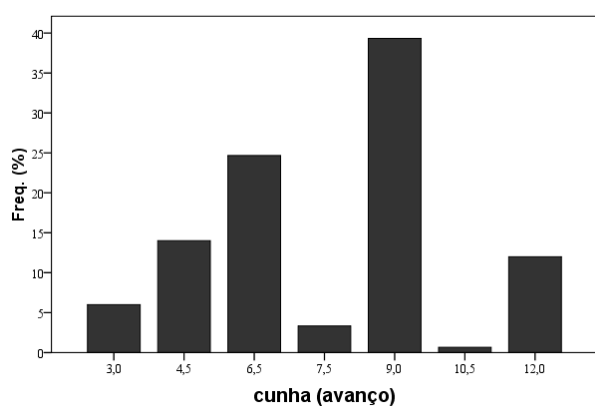
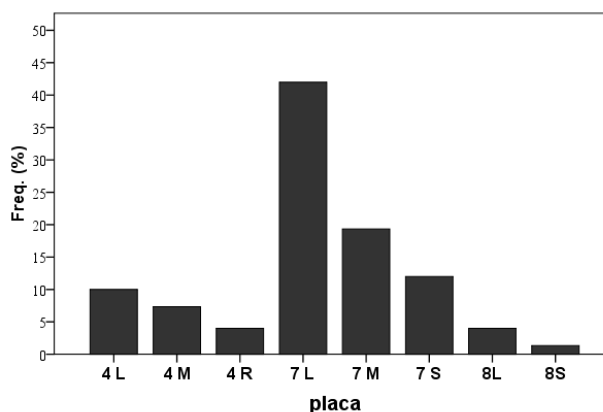


Gráfico 6. Frequências relativas das placas utilizadas na amostra estudada.



A escolha dos implantes mostrou-se em boa correlação com o peso do animal, apresentando coeficientes de correlação de Spearman para o avanço da cunha e para a dimensão da placa de $\rho = 0,731$ e $\rho = 0,782$, respectivamente (Gráficos 7 e 8). Assim, os implantes de maiores dimensões foram aplicados aos cães de grande porte a gigantes (a cunha de 12 mm e a placa 8L foram utilizadas em pacientes com peso superior a 20 kg e 38 kg, respectivamente), ficando os implantes mais pequenos reservados aos cães miniatura (até 7kg de peso corporal) com a exceção de um cão com peso igual a 14kg em que se implantou a cunha de 3,5mm e a placa 4R.

O diâmetro do furo de Maquet variou entre 1,5 e 3,5mm, com incrementos de 0,5mm dependendo do porte do animal.

Gráfico 7. Diagrama de dispersão do avanço e do peso na amostra estudada.

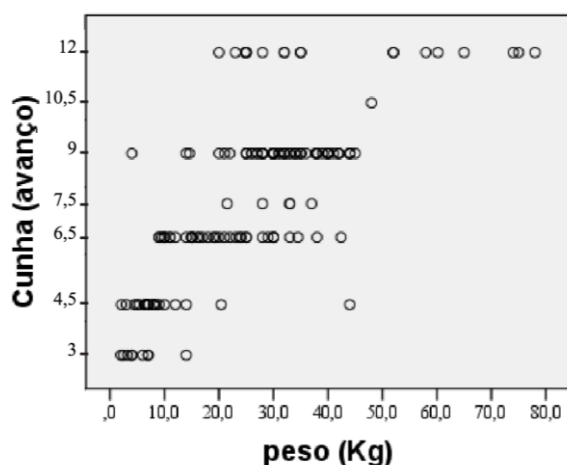
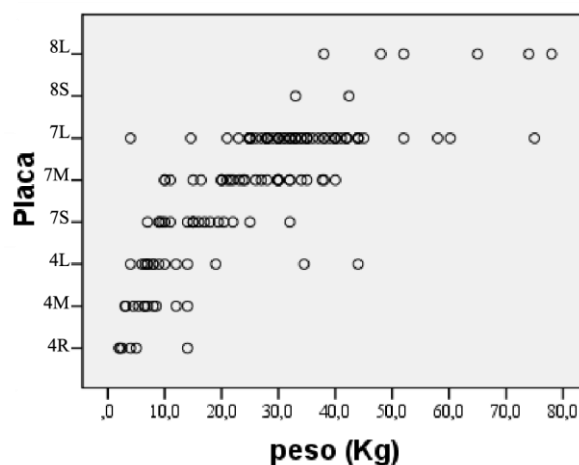


Gráfico 8. Diagrama de dispersão da placa e do peso na amostra estudada.



O tempo médio de cirurgia foi 63 minutos (± 33 ; mínimo de 30 e máximo de 240 minutos), com mediana igual a 50 minutos.

Caracterização das complicações

As complicações intraoperatórias registaram-se em 14 dos 150 casos em estudo (9,3%). Dez associados a dificuldades técnicas e os restantes 4 casos (2,7%) à ocorrência de fratura distal da crista tibial seguindo a linha de osteotomia. Relativamente a estes últimos, em 1 dos doentes verificou-se também a falência dos implantes (fratura da cunha), noutro observou-se, durante o controlo pós-operatório, a avulsão distal da crista e cunha com perda do avanço da tuberosidade tibial, no entanto, esta não teve implicação no resultado clínico final, que se mostrou excelente. As dificuldades técnicas consistiram em: problemas na distração da crista tibial, incorreto posicionamento da cunha (demasiado elevada) e incorreta linha de osteotomia.

Foi registada também a ocorrência de fissura distal da crista tibial em 107 casos (71,3%), dos quais 9 verificaram dificuldades técnicas. Destes 107 casos, 32 registaram a ocorrência de fratura completa da crista tibial durante o período pós-operatório.

Tabela 3. Complicações intraoperatórias decorrentes da TTA porosa em 150 joelhos caninos.

Complicação	N	Informação adicional	Outcome
Falha técnica	10 ^{(9)**}	9 apresentaram fissura distal da crista tibial.	
Fratura distal da crista tibial	4*		1 perda de avanço, devido a avulsão da crista tibial e cunha durante o período de recuperação pós-operatório.
Falência dos implantes	1*	Fratura da cunha	
Fissura distal da crista tibial	107 ^{(9)**}		32 Evolução para fratura completa durante o período pós-operatório.

*1 caso incluído em ambas as categorias de complicações intraoperatórias.

^{(9)**} 9 casos incluídos em ambas as categorias de complicações intraoperatórias.

A taxa de complicações pós-operatórias foi de 40,7% (61 casos), verificando-se complicações maiores em 12 casos (8%) e complicações menores em 51 casos (34%). Dois dos casos registaram ambos os tipos de complicações, menores e maiores.

As complicações maiores estão representadas na Tabela 4.

As complicações menores estão representadas na Tabela 5. Todas as complicações menores foram resolvidas com sucesso, com exceção, até à data, do cão que apresentou claudicação persistente com suspeita de lesão meniscal.

Tabela 4. Complicações maiores (definidas pela necessidade de cirurgia de revisão) após TTA em 150 articulações do joelho no cão.

Complicação	N	Informação adicional	Tratamento	Outcome
Fratura tibial diafisária	6	Entre os 2 e os 15 dias pós-op.	4 estabilização com placa DCP e exportação da placa TTA porosa e substituição por fio Kirschner e <i>cerclage</i> . 2 estabilização com placa SOP.	2 perda do avanço. 2 manutenção do grau de claudicação pré-operatório.
Fratura da crista tibial ao nível do parafuso superior	3	Entre os 7 e os 21 dias pós-op.	Substituição da placa TTA porosa por <i>cerclage</i> e implantação de fio Kirschner para estabilização do fragmento proximal e da cunha.	Todos perda do avanço. 2 grau 2 e grau 3 de claudicação.
Claudicação	3		Restrição do exercício, AINEs, hidroterapia, condroprotectores, injeção intra-articular de ácido hialurônico Artroscopia exploratória. Artrotomia exploratória e exportação da placa e parafusos.	1 ano após a TTA o cão não apresenta claudicação.
		1 Associado a reatividade óssea em torno do parafuso tibial.	Exportação da placa e parafusos + exame bacteriológico e histopatológico.	Mantém reação óssea 3 meses após a remoção dos implantes.

Tabela 5. Complicações menores (definidas pela não necessidade de cirurgia de revisão) após TTA em 150 articulações do joelho no cão.

Complicação	N	Informação adicional	Tratamento	Outcome
Fratura distal da crista tibial	40* ** (2)***	Achado acidental. 32 apresentaram fissura distal da crista tibial imediatamente após a cirurgia.	Nenhum.	1 Perda de avanço.
Fratura da crista tibial ao nível do parafuso superior	1	Achado acidental, ausência de sinais clínicos. Detetada aos 15 dias pós-op.	Nenhum.	Perda de avanço.
Falência dos implantes	1	Fratura da placa	Nenhum, pois verificou-se integração dos implantes.	
Reabsorção óssea da tuberosidade tibial	1****	O cão mostrou-se claudicante e com sinais de inflamação.	Condroprotectores, cálcio e restrição do exercício. Aos 30 dias injeção intra-articular de ácido hialurônico.	Resolvido.
Atraso na cicatrização da sutura	4*		3 Agrafos. 1 Bastoestimulina pomada 1%.	Resolvido.
Deiscência da sutura	1**	Aos 15 dias		Resolvido.
Seroma	1	Aos 20 dias	Laser.	Resolvido.
Edema de declive	2	Entre as 24 e 48 horas pós-op.	Massagem drenante várias vezes ao dia.	Resolvido em 48-72 h.
Claudicação	5 (2)*** ****	3 Episódios isolados de claudicação 1 Claudicação grave (grau 5) e persistente, possivelmente devido a dano meniscal. 1 Associada à reabsorção óssea da tuberosidade tibial	AINEs. AINEs + plano de reabilitação intensivo (hidroterapia).	4 Resolvidos. Passados 3 meses o cão apresentava claudicação de grau 3. (ainda em seguimento)

*1 caso incluído em ambas as categorias de complicações menores.

**1 caso incluído em ambas as categorias de complicações menores.

(2)***2 casos incluídos em ambas as categorias de complicações menores.

****1 caso incluído em ambas as categorias de complicações menores.

Relação entre a idade, o sexo, o peso e o tamanho dos implantes com as complicações

No total dos 150 casos em estudo, não contabilizando as falhas técnicas e assumindo as fissuras ditais da crista tibial como complicações, registou-se a ocorrência de complicações em 82% dos casos (123). Cento e dezanove cães (79%) tiveram complicações de Classe 1 (fissura/ fratura distal da crista tibial), 11 (7%) apresentaram-se com complicações de Classe 2 (fratura média da crista tibial, fratura diafisária ou falência dos implantes) e 17 (11%) com complicações de Classe 3 (claudicação ou outras menores).

Os cães com complicações de Classe 1 apresentaram valores de peso, avanço da cunha e tamanho da placa mais elevados do que os doentes sem este tipo de complicações. As

diferenças observadas foram estatisticamente significativas: peso ($P = 0,0002$), avanço da cunha ($P = 0,0001$) e placa ($P = 0,001$).

Das variáveis testadas, nenhuma foi associada com significância estatística às complicações de classe 2 e 3.

Tabela 6. Fatores que influenciam a ocorrência de complicações de Classe 1 (teste de Wilcoxon-Mann-Whitney).

Parâmetro	Média Rank		Mann-Whitney U	Wilcoxon W	Z	P-value assimpótico
	Sem complicações	Com complicações				
Peso	49,42	82,29	1036,000	1532,000	-3,754	,00017
Avanço da cunha	50,15	82,11	1058,500	1554,500	-3,805	,00014
Tamanho da placa	52,89	81,39	1143,500	1639,500	-3,401	,001

Gráfico 9. Diagrama de extremos e quartis da distribuição do peso nos grupos com e sem complicações de Classe 1.

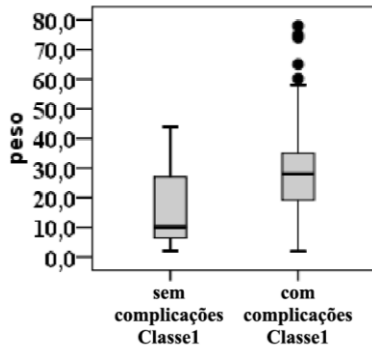


Gráfico 10. Diagrama de extremos e quartis da distribuição do avanço nos grupos com e sem complicações de Classe 1.

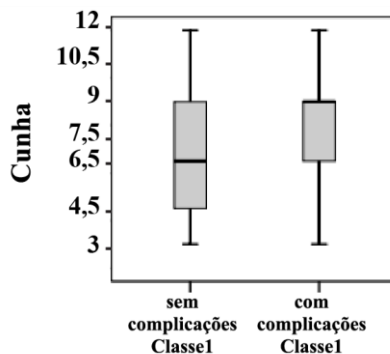
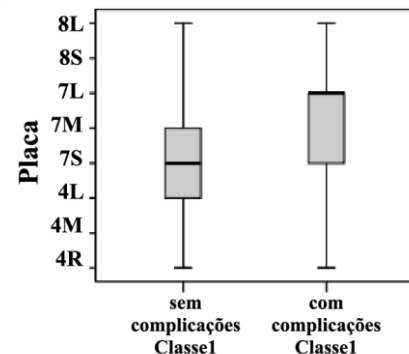


Gráfico 11. Diagrama de extremos e quartis da distribuição da placa nos grupos com e sem complicações de Classe 1.



A análise estatística inferencial permite afirmar que a incidência de fissura distal da crista tibial é independente da presença ou ausência do furo de Maquet ($P\text{-value} = 1,000$) ($N_{\text{com furo Maquet}} = 132$; $N_{\text{sem furo Maquet}} = 18$). A evolução de fissura para fratura completa é também ela independente da presença ou ausência do furo de Maquet ($P\text{-value} = 1,000$) ($N_{\text{com furo Maquet}} = 105$; $N_{\text{sem furo Maquet}} = 14$). Foram usados os resultados do teste exato de Fisher, que são consonantes com a Simulação de Monte Carlo, uma vez que as condições de aproximação à distribuição de Qui² não se verificaram.

Caracterização quanto ao resultado clínico

Apenas 1 joelho (0,7%) mostrou reatividade óssea (em redor do parafuso tibial); 16 casos cumpriram o requisito de um seguimento de 2 meses mas até esse momento ainda não apresentavam consolidação óssea completa. Os restantes 133 casos apresentaram consolidação completa do defeito de osteotomia na última avaliação radiográfica, entre os 30 dias e os 2 anos. A média do tempo da última avaliação radiográfica que aferiu a consolidação óssea nestes 133 casos foi de 76 dias, com mediana igual a 60 dias. Referindo-nos apenas a estes 133 casos, 30% mostraram consolidação óssea entre os 30 e os 45 dias (4 a 6 semanas); 32% entre 45 a 60 dias (6 a 8 semanas) e 38% dos casos apresentaram tempos de consolidação superiores a 60 dias (> 8 semanas). Porém, se eliminarmos os casos com tempo de consolidação superior a 60 dias que não efetuaram controlos radiográficos nesse período (37 casos), a média do tempo de consolidação é de 53 dias, com mediana de 50 dias. Se a estes últimos acrescentarmos os 16 casos em que temos a certeza de que o tempo de consolidação ocorreu num momento posterior às 8 semanas, dos 112 casos que se incluem: 36% dos casos mostraram consolidação entre os 30 e os 45 dias (4 a 6 semanas); 37% entre os 45 e 60 dias (6 a 8 semanas) e os restantes 27% dos casos a consolidar após os 60 dias (> 8 semanas).

Ao exame clínico efetuado no fim do seguimento, 77,3% (116) dos casos apresentaram-se com claudicação de grau 1, 18% (27) dos casos com claudicação de grau 2 e 4,7% (7) casos manifestaram claudicação de grau 3.

4. DISCUSSÃO

Caracterização da amostra em estudo

Os indivíduos presentes neste estudo são representativos da população canina que sofre de rutura do LCCr.

Apesar de alguns estudos afirmarem uma maior prevalência da doença do LCCr em fêmeas do que em machos (Whitehair et al., 1993; Witsberger et al., 2008; Adams et al., 2011; Taylor-Brown et al., 2015), neste estudo ambos os géneros estiveram igualmente representados, corroborando os resultados de Duval et al. (1999) e Guthrie et al. (2012) que afirmam não existir diferenças significativas entre o sexo feminino e masculino. A verdade é que os efeitos do estrogénio no metabolismo e propriedades mecânicas do LCCr no cão não são conhecidos e, as hipóteses causais para tais diferenças são extrapoladas de outras espécies (Vasseur, 2003). Por este mesmo motivo, e porque não era o objetivo deste estudo caracterizar a população canina que padece de doença do LCCr, não foi feita diferenciação entre a condição de esterilizado e inteiro. A maior prevalência em cães esterilizados comparativamente a cães inteiros, apontada por alguns autores (Whitehair et al., 1993; Witsberger et al., 2008; Adams et al., 2011; Taylor-Brown et al., 2015), pode ser devida ao melhor cuidado que os proprietários prestam aos seus animais, aumentando a população de indivíduos nesta condição.

A média das idades foi cerca de 6 anos, o que está de acordo com a bibliografia que refere uma maior prevalência em cães com idade superior a 4 anos (Whitehair et al., 1993; Witsberger et al., 2008; Taylor-Brown et al., 2015). Os cães jovens deste estudo (até aos 2 anos de idade) são indivíduos de grande porte a gigante (entre os 22 e os 74 kg); já os cães até aos 8 kg de peso corporal apresentam idades entre os 6 e 13 anos. Tal como referem certos autores (Duval et al., 1999; Piermattei et al., 2006; Guthrie et al., 2012), nas raças de grande porte os cães jovens aparecem mais representados, enquanto as raças de pequeno porte surgem em idades mais avançadas. Com o envelhecimento a perda organizacional das fibrilas de colagénio e as alterações de necrose e apoptose celular levam à diminuição da resistência do LCCr. Estas alterações são mais precoces nas raças de grande porte (Vasseur, Pool & Arnoczky, 1985).

As raças mais representadas neste estudo foram o Labrador Retriever (10,7%), o American Staffordshire Terrier (7,3%), o Yorkshire Terrier (6,7%), o Golden Retriever (6%) e o Boxer (5,3%), estando também presentes em menor número outras raças igualmente indicadas como predispostas à rutura do LCCr (Whitehair et al., 1993; Duval et al., 1999; Adams et al., 2011; Guthrie et al., 2012; Taylor-Brown et al., 2015) como o Rottweiler, o Bulldog, o West

Highland White Terrier, o São Bernardo e o Mastim. Também estiveram presentes, mas apenas por 1 ou 2 exemplares, raças indicadas como não suscetíveis à rutura do LCCr (Whitehair et al., 1993; Duval et al., 1999) como o Dachshund, o Greyhound, o Shih Tzu e o Schnauzer miniatura.

Os casos deste estudo foram incluídos independentemente do método de cálculo do avanço da tuberosidade tibial: o método da tangente comum ou o método do ângulo do plateau tibial. Pois, apesar da diferença entre o valor de ATP encontrado com o método da tangente comum e o valor de ATP encontrado com o método do ângulo do plateau tibial (com o ATP^{PT} maior que o ATP^{TC}) (Hoffmann et al., 2011; Cadmus, Palmer & Duncan, 2014), esta não é significativa no resultado clínico final, mostrando-se equivalentes em ambos os métodos de medição (Hoffmann et al., 2011; Brown et al., 2015). O método do ângulo do plateau tibial acaba por ser o mais utilizado nos casos em estudo, possivelmente devido à facilidade e familiaridade que o cirurgião tem em efetuá-lo.

Resultados obtidos após TTA porosa

A TTA é uma técnica eficaz no tratamento da insuficiência do LCCr no cão (Hoffmann et al., 2006; Lafaver et al., 2007; Stein & Schmoekel, 2008; Kim et al., 2009b; Guerrero et al., 2011) e pode proporcionar à articulação do joelho um suporte de carga mais fisiológico, quando comparado com outras técnicas (Kim et al., 2009b; Guerrero et al., 2011). A TTA porosa surge como uma modificação da TTA clássica, com o intuito de simplificar a técnica através da redução da complexidade dos seus implantes, esperando alcançar resultados clínicos semelhantes num espaço de tempo menor, devido às propriedades do material com que é feita a cunha e à osteotomia incompleta que mantém o suporte nutricional da crista tibial.

Inicialmente, as caixas desenhadas para a TTA clássica compreendiam avanços entre os 3 e os 12 mm. Rapidamente se tornou óbvio que raças gigantes e com um APT elevado iriam necessitar de caixas de maiores dimensões e por isso, foram desenvolvidos implantes até aos 15 mm de avanço. No entanto, o avanço da tuberosidade tibial ficou sempre limitado às dimensões das caixas comercialmente disponíveis. Já as cunhas da TTA porosa têm de igual forma avanços entre os 3 e os 15 mm mas, pelo facto de terem uma superfície rugosa, a sua implantação efetua-se sem qualquer sistema de fixação para além da placa, o que permite que esta seja colocada numa posição mais distal ou proximal sem a preocupação de reservar osso suficiente na crista da tíbia para a sua fixação, ajustando-se assim o avanço pretendido. A TTA clássica em cães de pequeno porte pode ser de mais difícil execução devido às pequenas dimensões e forma da crista tibial e aos implantes (placa e forquilha) relativamente grandes.

Devido à simplicidade e *design* da sua placa (4R), esta dificuldade é ultrapassada na TTA porosa.

Os resultados clínicos obtidos revelaram-se de bons a excelentes. A grande maioria dos pacientes (73%) obteve uma consolidação óssea radiográfica até às 8 semanas após a cirurgia (36% entre os 30 e os 45 dias; 37% entre os 45 e 60 dias e os restantes 27% dos casos a consolidar após os 60 dias), com 95,3% dos casos sem claudicação ou com claudicação muito ligeira (manifestada por uma alteração do centro gravítico em estação, com o membro afetado em pinça, sem alterações durante a marcha). Contudo, estes resultados podem ser excessivamente otimistas pois sendo um estudo retrospectivo a avaliação do estado clínico foi feita com base em registos hospitalares, não estando definido o critério específico de classificação do grau de claudicação no momento em que esta foi avaliada. Quanto à consolidação óssea radiográfica, o tempo médio obtido mais fidedigno foi de 53 dias (mínimo= 30 e máximo= 120 dias). Para tal foram avaliados apenas 96 casos, já que os restantes não apresentaram controlos radiográficos em intervalos consistentes (por exemplo, primeiro controlo pós-operatório aos 90 dias) ou porque durante o período de seguimento ainda não mostravam uma ossificação completa. Porém, o tempo médio real da consolidação pode ser inferior ao encontrado, pois sendo um estudo retrospectivo e sem sistematização dos intervalos dos controlos radiográficos pós-operatórios e, não sendo estes muito frequentes em cada paciente, a ossificação do defeito da osteotomia poderá na realidade ter-se dado antes do momento registado. A TTA clássica revela tempos de consolidação óssea comparativamente superiores, com apenas 40% dos casos a consolidar até à oitava semana, com um tempo médio de consolidação de 9,4 semanas (Lafaver et al., 2007). Com a TTA rapid a consolidação óssea dá-se em média à sexta semana; esta técnica efetua uma osteotomia incompleta tal como a TTA porosa, mas recorre ao uso de enxerto ósseo para preenchimento do defeito (Samoy et al., 2015). Assim podemos concluir que, juntamente com a manutenção do istmo cortical distal da crista tibial e as propriedades osteoindutivas, osteointegrativas e osteocondutivas da cunha em titânio poroso, a TTA porosa para além de tornar desnecessário o uso de enxerto ósseo, evitando-se assim todas as complicações daí advindas, verifica uma recuperação articular precoce quando comparada com outras técnicas (Hoffmann et al., 2006; Lafaver et al., 2007).

As complicações deste estudo foram classificadas em maiores ou menores conforme a necessidade ou não de cirurgia de revisão. No entanto, esta classificação pode ter levado a algumas discrepâncias; como certos problemas que, com base na sua gravidade ou importância clínica e independentemente da realização de cirurgia de revisão, foram avaliados no tipo de complicação oposta. Por exemplo, um caso onde se verificou a fratura da placa e

outro onde se observou uma fratura da crista tibial ao nível do parafuso superior poderiam ter sido classificados como complicações maiores e, no entanto, foram incluídos nas complicações menores por serem tardiamente reconhecidos e por isso não submetidos a cirurgia de revisão. Do mesmo modo, um cão que manifestou claudicação pós-cirúrgica grave e persistente, com recuperação muito lenta, foi classificado como complicação menor apesar da forte suspeita de lesão meniscal. Por fim, um caso de falência dos implantes intraoperatório poderia ter-se incluído nas complicações maiores, apesar de desnecessária uma futura cirurgia. Tendo em conta o acima referido, é razoável apontar uma taxa de complicações maiores de 10,7% (16/150 casos), onde se incluem quaisquer falências dos implantes, fraturas diafisárias da tíbia, fraturas médias da crista tibial e estados clínicos de insucesso (claudicação persistente). Se considerarmos também as 4 fraturas completas distais da crista tibial que ocorreram no período intraoperatório, como complicações menores, assume-se uma taxa das referidas complicações de 35,3% (53/150 casos). Um total de 65 casos com complicações, 43,3% (4 casos registam complicações maiores e menores, simultaneamente).

Como a osteotomia da TTA porosa não é completa, se não incluirmos nas complicações a ocorrência de fratura distal da crista tibial (que segue a linha de osteotomia) apresentam-se resultados bastantes semelhantes aos encontrados nos estudos que avaliam a TTA clássica (Lafaver et al., 2007; Stein & Schmoekel, 2008; Wolf et al., 2012): complicações maiores em 10,7% dos casos submetidos à TTA porosa contra 11,4 - 14,9% dos casos submetidos à TTA clássica; e complicações menores em 8% contra 7,6 - 16,7%, dos casos submetidos à TTA porosa e clássica, respetivamente. Apesar da elevada incidência de fratura distal da crista da tíbia (29,3%), esta parece não ter grande implicação no resultado clínico final: sem grande destacamento da crista que implique perda do avanço da tuberosidade tibial e, normalmente com confirmação da osteoconsolidação no tempo médio apresentado, com reação perióstica e remodelação óssea.

O desafio da implantação da placa na TTA clássica demonstra como é crítico o posicionamento e orientação da osteotomia (Hoffmann et al., 2006; Lafaver et al., 2007); o cirurgião tem de garantir a quantidade de osso suficiente na crista tibial após a osteotomia que permita a colocação da forquilha (Lafaver et al., 2007). Apesar da falência dos implantes ser rara na TTA clássica (2%), num estudo onde foram incluídas 501 articulações do joelho, as complicações maiores (11,4%) foram maioritariamente devidas à falha da placa e da forquilha (4%) (Wolf et al., 2012). Na TTA clássica a osteotomia é completa e a placa e a forquilha devem contrariar a ação dos músculos do quadricípite. Por outro lado, na TTA porosa o istmo cortical distal da crista tibial permanece intacto, resistindo à força de distração exercida por tais músculos. A taxa de falência dos implantes revelou-se de 1,3% (2 dos casos

em estudo), mas um dos casos ocorreu durante a cirurgia (fratura da cunha), apontando para uma falha técnica. Assim, podemos considerar como verdadeira falência dos implantes decorrente da TTA porosa apenas 1 caso, ou seja 0,7%, uma percentagem muito menor àquela apresentada pela TTA clássica.

As fraturas observadas (diafisárias e da crista tibial, médias e distais) podem ter ocorrido devido a uma má realização da técnica, com posicionamento incorreto dos implantes ou da linha de osteotomia. Estes erros técnicos podem gerar pontos de maior stress no osso, com consequente ocorrência de fraturas. A crescente experiência do cirurgião na execução da TTA porosa levará à diminuição de tais erros.

Relativamente às 6 fraturas diafisárias, podemos especular que a posição ideal do parafuso tibial deve ser num ponto relativamente mais distal ao furo de Maquet e centrado no diâmetro da tibia, de modo a não aumentar a fragilidade do osso a esse nível. Se tal não for possível, pode considerar-se a sua colocação num ponto mais proximal (como sucede para a placa 4R), mas este nunca deverá ser implantado ao nível do fim da linha de osteotomia.

Apesar da cunha em titânio poroso ter um comprimento maior do que a caixa da TTA clássica, conferindo um maior apoio caudal à crista da tibia, foi registada a ocorrência de fraturas médias da crista tibial ao nível do parafuso superior em 4 casos. Nestes casos notou-se uma pequena desintegração da cunha, na periferia da sua extremidade proximal, levantando-se a hipótese de a falta de resistência mecânica da cunha poder conduzir a tais fraturas ou, se pelo contrário é a própria fratura a responsável dela ligeira desintegração da cunha.

O furo de Maquet tem por objetivo aumentar a área de distribuição das forças que atuam ao longo da linha de osteotomia, de modo a evitar a ocorrência de fraturas (Brunel et al., 2013). No entanto, caso estas aconteçam, podemos pensar que se podem desenvolver em qualquer direção, já que a força é propagada de igual forma em todo o diâmetro do furo. Assim, caso a fratura tome uma direção caudal (diafisária) comprometerá a eficácia da técnica. Se tivermos em conta que a osteotomia tem uma direção ligeiramente cranial, na ausência do furo de Maquet, podemos pensar que apesar das forças maiores, a sua direção não é alterada, resultando em fratura cranial, ou seja, uma complicação menor. Além disso, cria um defeito ósseo na tibia. Os resultados deste estudo mostram que a ocorrência de fissura distal da crista tibial e a sua evolução para fratura é independente do furo de Maquet (P -value = 1,000 para ambas) e que este não as evita (79,5% dos casos em que foi executado o furo de Maquet apresentaram fissura distal da crista tibial, dos quais 37,1% evoluíram para fratura distal completa). Brunel et al. (2013) chegaram a conclusões semelhantes, de que a fissura ou fratura da crista tibial acontece sempre ao nível do furo de Maquet. Estudos sobre a prótese

total da anca em humanos demonstraram que a colocação de um furo na extremidade de uma fissura óssea longitudinal não previne a sua propagação (Incavo, Difazio, Wilder, Howe & Pope, 1991).

É conhecido da análise ao osso humano que o osso cortical se torna mais frágil com a idade. A porosidade cortical, que se deve maioritariamente à variação do número, comprimento e diâmetro dos canais de Havers e Volkmann, pode variar desde menos de 5% até quase 30% e está diretamente correlacionada com a idade e associada ao sexo feminino, principalmente depois da menopausa (Bartel, Dwight & Keaveny, 2006; Brockstedt, Kassem, Eriksen, Mosekilde & Melsen, 1993). Num estudo efetuado em Beagles orquidectomizados, a diminuição dos níveis séricos de testosterona e a alteração dos níveis de calcitonina, osteocalcina, fósforo e da atividade da fosfatase alcalina levaram ao desequilíbrio de metabolismo ósseo (reabsorção óssea > formação óssea) (Fukuda & Iida, 2000). Puustjärvi et al. (1992) afirmam que nas fêmeas a diminuição dos níveis séricos de estradiol leva ao aumento do metabolismo ósseo, com consequente diminuição da sua densidade mineral, porém outro estudo diz não haver diferenças significativas entre cadelas esterilizadas e inteiras (Shen et al., 1992). A ocorrência de qualquer fratura decorrente da TTA porosa não se mostrou associada nem à idade nem ao sexo do paciente. Frank et al. (2002) concluíram que apesar de se verificar uma maior ocorrência de micro-lesões e aumento da porosidade óssea com o envelhecimento no cão, estes aumentos são relativamente pequenos quando comparados com o que acontece no osso humano. Concluíram ainda que o género (fêmea, fêmea esterilizada, macho, macho castrado) não tem um efeito significativo sobre a quantidade de micro-lesões ou porosidade do osso. Seria interessante em estudos futuros avaliar a influência da densidade mineral nas propriedades biomecânicas do osso, nomeadamente do istmo cortical distal da crista da tíbia que fratura ou fissura na grande maioria dos casos.

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa no peso corporal e tamanho dos implantes dos cães com fratura ou fissura distal da crista tibial, que apresentaram valores mais elevados do que os pacientes sem este tipo de complicação. Estando a dimensão dos implantes em estreita correlação com o peso do animal, a associação de tal variável pode não ter significado. As alterações anatómicas e biomecânicas provocadas com a cirurgia resultam num aumento da fragilidade óssea até ao restabelecimento de um novo equilíbrio com a consolidação da osteotomia. Os implantes devem assegurar a estabilidade do osso durante este processo. De facto, qualquer fratura decorrente da TTA porosa ocorreu entre as primeiras duas semanas após a cirurgia. Nos pacientes mais pesados a articulação do joelho tem que suportar uma carga superior comparativamente a animais de menores dimensões, o que

poderá significar um risco acrescido de fratura. Como a constituição anatómica e o desenvolvimento das massas musculares são fatores importantes no suporte de carga, seria mais interessante, em vez do peso, considerar o índice de massa corporal (IMC) e a diferença entre o peso e o IMC antes e depois da cirurgia. O posicionamento e a resistência dos implantes podem também ter influência em tais complicações. Estudos futuros poderão responder a estas questões.

O protocolo da técnica cirúrgica TTA porosa não contempla a libertação do menisco medial, como medida preventiva da sua lesão, já que a posição do plateau tibial não se altera e portanto, não se origina um stress maior na região caudal da articulação do joelho. Tal como inicialmente sugerido para a TTA clássica (Montavon et al., 2002; Kim et al., 2009b). Apesar de estudos posteriores apresentarem a lesão meniscal como a principal complicação maior decorrente da TTA, recomendando a libertação do menisco medial mesmo que este se apresente intacto (Lafaver et al., 2007; Wolf et al., 2012), os resultados a longo prazo são desconhecidos e a perda de um importante estabilizador articular poderá conduzir a danos irreversíveis como a perda de cartilagem articular, DAD e claudicação recorrente (Luther, Cook & Cook, 2009). Relativamente a tais complicações (às lesões meniscais pré e pós-operatórias), este estudo não permitiu a sua avaliação conclusiva, nem a comparação com outras técnicas, já que foram submetidos a artrotomia ou artroscopia exploratória dos meniscos apenas um pequeno número de casos (26/150).

Praticando-se uma osteotomia incompleta, o alinhamento do tendão patelar é mantido e não se verificam luxações da patela, ao contrário do que poderá acontecer na TTA clássica (Hoffmann et al., 2006; Boudrieau, 2009). No entanto, não é possível a deslocação proximal de toda a crista da tíbia, de modo a assegurar a posição proximo-distal da patela, como descrito na TTA clássica (Lafaver et al., 2007). Assim, seria de esperar que na TTA porosa a tendinite patelar fosse frequente e com risco inerente de patela baixa pelo facto de o avanço ser obtido com isometria da tuberosidade tibial em vez do tendão patelar, ou seja, sendo mantida a posição proximo-distal da crista tibial com a manutenção do istmo cortical distal, o tendão patelar fica sujeito a maior pressão de estiramento por parte dos músculos do quadrícipite quando a tuberosidade tibial é avançada e é alterado o ATP. O presente estudo não se debruçou sobre tal problemática admitindo, porém, que esta possa estar presente. Relativamente às consequências da desmopatia do tendão patelar esta revela-se autolimitante, possivelmente devido à remodelação óssea e adaptação do tendão à nova morfologia articular (Kühn et al., 2011). Os possíveis efeitos da patela baixa, induzida pelo avanço da tuberosidade tibial no cão, são até à data desconhecidos (Etchepareborde et al., 2011).

Este estudo apresenta outras limitações para além das já referidas. O curto período de seguimento dos casos não permite concluir sobre complicações que ocorram tardiamente. Os cães deste estudo não foram testados contra um grupo controlo submetido à TTA clássica, o que implica uma interpretação comparativa subjetiva dos casos apresentados. A experiência do cirurgião também não foi considerada. Apesar de cada cirurgião ter que apresentar pelo menos 20 casos de modo a reduzir os erros técnicos, não é conhecido o nível de perícia necessário a um desempenho de sucesso para a TTA porosa.

5. CONCLUSÃO

Uma das razões mais comuns da visita ortopédica dos cães é representada pela claudicação do membro posterior. Em geral, a principal causa de tal claudicação envolve o joelho, com uma frequência superior à da claudicação com origem na anca. Desde o início do século passado que se fala da rutura do ligamento cruzado cranial no cão, avaliando as múltiplas hipóteses patogénicas, os protocolos de diagnóstico e as possibilidades terapêuticas.

Devido à enorme diversidade anatómica da espécie canina e aos múltiplos fatores biológicos e biomecânicos que contribuem para a rutura do LCCr, várias técnicas cirúrgicas têm sido descritas nos últimos anos para o tratamento desta doença. O crescente interesse e anos de pesquisa na biomecânica articular levou ao desenvolvimento do conceito de estabilização dinâmica e das osteotomias corretivas, entre elas a TTA. Os bons resultados clínicos desta técnica cirúrgica conduziram ao investimento na sua otimização, com o aparecimento de modificações à técnica original, principalmente no que respeita aos seus implantes.

A TTA porosa surge então com implantes menos complexos, de rápida e fácil aplicação, permitindo uma abordagem menos invasiva. Tais implantes, pelas suas propriedades físico-químicas, evitam a necessidade de enxerto ósseo ao mesmo tempo que permitem uma consolidação precoce da osteotomia. O presente estudo concluiu a eficácia da técnica, com taxas de complicações e resultados clínicos finais semelhantes aos reportados noutras osteotomias corretivas (Hoffmann et al., 2006; Lafaver et al., 2007). Assim podemos dizer que a TTA porosa é uma alternativa viável às técnicas existentes. Comprovou ainda a facilidade de execução da técnica, com tempo de cirurgia inferior a uma hora o que por sua vez afeta de modo positivo o recobro do paciente assim como os custos do tratamento e, demonstrou que de facto a utilização de uma cunha em titânio poroso Ti6Al4V SEBM é uma mais valia da recuperação do paciente uma vez que conduz à osteoconsolidação em cerca de 50 dias após a cirurgia.

Apesar dos bons resultados obtidos, a ocorrência de algumas complicações, nomeadamente a grande frequência de fissura ou fratura distal da crista da tíbia, mostra a necessidade de continuação do estudo e aperfeiçoamento da técnica. Embora tais fraturas se revelem como uma complicação menor e sem influência no resultado clínico final, a perda do suporte nutricional da crista tibial pode significar um atraso na remodelação óssea e consequente atraso na recuperação do paciente. Este estudo não permitiu concluir sobre: 1) as causas de tal complicação nem o seu efeito na regeneração da osteotomia; 2) a influência da espessura do istmo cortical distal, a direção da linha de osteotomia ou a modificação desta para uma linha curva na sua porção distal (acompanhando o perfil da tíbia), hipóteses essas já levantadas por vários autores que praticam uma osteotomia incompleta e se deparam igualmente com a elevada frequência de fraturas distais (Brunel et al., 2013; Samoy et al., 2015; Kyon Pharma Inc., 2009b); 3) a influência do posicionamento dos implantes na ocorrência de qualquer tipo de fratura (diafisária, distal ou média da crista tibial). Estes assuntos podem ser objeto de estudo no futuro. Após os conhecimentos adquiridos com o presente trabalho, perspectiva-se ainda a continuação do estudo com um maior controlo dos critérios de inclusão e das variáveis, obtendo assim resultados mais objetivos e realistas e que permitam uma melhor comparação com outras técnicas cirúrgicas. São exemplo disso os tempos padronizados dos controlos radiográficos, os quais permitirão uma maior certeza acerca do tempo de consolidação óssea; uma consistência na avaliação artroscópica do joelho, que permitirá aferir sobre as lesões meniscais e a necessidade de libertação do menisco medial; a continuação do seguimento destes casos, útil na caracterização da TTA porosa a longo prazo.

V. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adams, P., Bolus, R., Middleton, S., Moores, A.P. & Grierson, J. (2011). Influence of signalment on developing cranial cruciate rupture in dogs in the UK. *J Small Anim Pract*, 52:347–352.
- Albrektsson, T. & Johansson, C. (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J*, 2:96-101.
- Anselme, K. (2000). Osteoblast adhesion on biomaterial. *Biomaterials*, 21:667–681.
- Apelt, D., Kowaleski, M.P. & Boudrieau, R.J. (2007). Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in canine cranial cruciate-deficient stifle joints: an in vitro experimental study. *Vet Surg*, 36:170–177.
- Arnoczky S.P., Torzilli, P.A. & Marshall, J.L. (1977). Biomechanical evaluation of anterior cruciate ligament repair in the dog: An analysis of the instant center of motion. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 13:553-558.
- Arnoczky, S.P. & Marshall, J.L. (1977). The cruciate ligaments of the canine stifle: an anatomical and functional analysis. *Am J Vet Res*, 38(11):1807-14.
- Arnoczky, S.P., Tarvin, G.B. & Marshall, J.L. (1979). The over-the-top procedure: a technique for anterior cruciate ligament substitution in the dog. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 15:283-290.
- Arnoczky, S.P. (1993). Pathomechanics of cruciate ligament and meniscal injuries. In M.J. Bojrab (Eds.), *Disease mechanisms in small animal surgery*, (2nd ed.). (pp 764-776). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Barone, R. (2000). Articulations de la ceinture et du membre pelviens: articulation du genou. In Barone R. (Eds.), *Anatomie compare des mammifères domestiques: arthrologie et myologie*, (4th ed.). (pp 263-301). Paris: Éditions Vigot.
- Baroni, E., Matthias, R.R., Marcellin-Little, D.J., Vezzoni, A. & Stebbins, M.E. (2003). Comparison of radiographic assessments of the tibial plateau slope in dogs. *Am J Vet Re*, 61:586–589.
- Barrett, E., Barr, F., Owen, M. & Bradley, K. (2009). A retrospective study of the MRI findings in 18 dogs with stifle injuries. *Journal of Small Animal Practice*, 50:448-455.
- Bartel, L.B., Dwight, T.D. & Keaveny, T.M. (2006). Material properties of cortical bone. In L.B. Bartel, D.T. Davy & T.M. Keaveny (Eds.), *Orthopaedic biomechanics: mechanics and design in musculoskeletal systems*. Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall.
- Bisgard, S.K., Barnhart, M.D., Shiroma, J.T., Kennedy, S.C. & Schertel, E.R. (2011). The effect of cancellous autograft and novel plate design on radiographic healing and postoperative complications in tibial tuberosity advancement for cranial cruciate-deficient canine stifles. *Vet Surg*, 40:402-407.

- Boudrieau, R.J. (2009). Tibial plateau leveling osteotomy or tibial tuberosity advancement? *Vet Surg*, 38:1-22.
- Boudrieau, R.J. (2011). Bone grafting and tibial tuberosity advancement. *Vet Surg*, 40:641-643.
- Briggs, K.K. (2004). The Canine Meniscus: Injury and Treatment. *Compend Contin Educ Pract Vet*, 26(9):687-697.
- Brockstedt, H., Kassem, M., Eriksen, E.F., Mosekilde, L. & Melsen, F. (1993). Age and sex related changes in iliac cortical bone mass and remodeling. *Bone*, 14:681-691.
- Brown, N.P., Bertocci, G.E. & Marcellin-Little, D.J. (2014). Evaluation of varying morphological parameters on the biomechanics of a cranial cruciate ligament-deficient or intact canine stifle joint with a computer simulation model. *Am J Vet Res*, 75:26-33.
- Brown, N.P., Bertocci, G.E., & Marcellin-Little, D.J. (2015). Canine stifle biomechanics associated with tibial tuberosity advancement predicted using a computer model. *Vet Surg*, 44:866-873.
- Brunel, L., Etchepareborde, S., Barthélémy, N., Farnir, F. & Balligand, M. (2013). Mechanical testing of a new osteotomy design for tibial tuberosity advancement using the modified Maquet technique. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 26:47-53.
- Cabrera, S.Y., Owen, T.J., Mueller, M.G. & Kass, P.H. (2008). Comparison of tibial plateau angles in dogs with unilateral versus bilateral cranial cruciate ligament rupture: 150 cases (2000–2006). *J Am Vet Med Assoc*, 232(6):889-892.
- Cachinho, S.C.P. & Correia, R.N. (2008). Titanium scaffolds for osteointegration: mechanical, in vitro and corrosion behaviour. *J Mater Sci Mater Med*, 19(1):451-7.
- Cadmus, J., Palmer, R.H. & Duncan, C. (2014). The effect of preoperative planning method on recommended tibial tuberosity advancement cage size. *Vet Sur*, 43:995-1000.
- Carey, K., Aiken, S.W., DiResta, G.R., Herr, L.G. & Monette, S. (2005). Radiographic and clinical changes of the patellar tendon after tibial plateau leveling osteotomy 94 cases (2000–2003). *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 18:235–242.
- Chauvet, A.E., Johnson, A.L., Pijanowski, G.K., Homco, L. & Smith, R.D. (1996). Evaluation of fibular head transposition, lateral fabellar suture, and conservative treatment of cranial cruciate ligament rupture in large dogs: a retrospective study. *J Am Anim Hosp Assoc*, 32:247–255.
- Comerford, E.J. (2005). The stifle joint. In F.J. Barr & R.M. Kirberger (Eds.), *BSAVA Manual of Canine and Feline Musculoskeletal Imaging*, (pp 135-149). United Kingdom: British Small Animal Veterinary Association.
- Comerford, E.J., Tarlton, J.F., Innes, J.F., Johnson, K.A., Amis, A.A. & Bailey, A.J. (2005). Metabolism and composition of the canine anterior cruciate ligament relate to differences in knee joint mechanics and predisposition to ligament rupture. *J Orthop Res*, 23:61–66.

- Cook, J.L., Luther, J.K., Beetem, J., Karnes, J. & Cook, C.R. (2010a). Clinical comparison of a novel extracapsular stabilization procedure and tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *Vet Surg*, 39:315–323.
- Cook, J.L. (2010b). Cranial cruciate ligament disease in dogs: biology versus biomechanics. *Vet Surg*, 39:270-277.
- Dabrowski, B., Swieszkowski, W., Godlinski, D. & Kurzydowski, K.J. (2010). Highly porous titanium scaffolds for orthopaedic applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 95(1):53-61.
- DeCamp, C.E., Soutas-Little, R.W., Hauptman, J., Olivier, B., Braden, T. & Walton, A. (1993). Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds. *Am J Vet Res*, 54:627–634.
- Dennler, R., Kipfer, N.M., Tepic, S., Hassig, M. & Montavon, P.M. (2006). Inclination of the patellar ligament in relation to flexion angle in stifle joints of dogs without degenerative joint disease. *Am J Vet Res*, 67:1849–1854.
- Denny, H.R. & Butterworth, S.J. (2000). The stifle. In H.R. Denny & S.J. Butterworth (Eds.), *A guide to canine and feline orthopaedic surgery*, (4th ed.). (pg 512-553). Oxford: Blackwell Science.
- Duerr, F.M., Duncan, C.G., Savicky, R.S., Park, R.D., Egger, E.L. & Palmer, R.H. (2007). Risk factors for excessive tibial plateau angle in large-breed dogs with cranial cruciate ligament disease. *J Am Vet Med Assoc*, 231: 1688–1691.
- Duerr, F.M., Duncan, C.G., Savicky, R.S., Park, R.D., Egger, E.L. & Palmer, R.H. (2008). Comparison of surgical treatment options for cranial cruciate ligament disease in large-breed dogs with excessive tibial plateau angle. *Vet Surg*, 37:49-62.
- Duval, J.M., Budsberg, S.C., Flo, G.L. & Sammarco, J.L. (1999). Breed, sex, and body weight as risk factors for rupture of the cranial cruciate ligament in young dogs. *J Am Vet Med Assoc*, 215:811–814.
- Etchepareborde, S., Brunel, L., Bollen, G. & Balligand, M. (2011). Preliminary experience of a modified Maquet technique for repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 24:223-227.
- Frank, J.D., Ryan, M., Kalscheur, V.L., Ruaux-Mason, C.P., Hozak, R.R. & Muir, P. (2002). Aging and accumulation of microdamage in canine bone. *Bone*, 30(1):2001-6.
- Frosch, K.H., Barvencik, F., Viereck, V., Lohmann, C.H., Dresing, K., Breme, J., Brunner, E. & Stürmer, K.M. (2004). Growth behavior, matrix production, and gene expression of human osteoblasts in defined cylindrical titanium channels. *J Biomed Mater Res A*, 68(2):325–34.
- Frost, H. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthodontist*, 74(1):3-15.
- Fukuda, S. & Iida, H. (2000). Effects of orchidectomy on bone metabolism in beagle dogs. *J Vet Med Sci*, 62(1):69-73.

- Gambardella, P.C., Wallace, L.J. & Cassidy, F. (1981). Lateral suture technique for management of anterior cruciate ligament rupture in dogs: a retrospective study. *J Am Anim Hosp Assoc*, 17:33–38.
- Gnudi, G. & Bertoni, G. (2001). Echographic examination of the stifle joint affected by cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 42(3):266-270.
- Gordon, W.J., Conzemius, M.G., Riedesel, E., Besancon, M.F., Evans, R, Wilke, V. & Ritter, M.J. (2003). The relationship between limb function and radiographic osteoarthritis in dogs with stifle osteoarthritis. *Vet Surg*, 32:451–454.
- Griffon D.J. (2010). A review of the pathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease as a basis for future preventive strategies. *Vet. Surg*, 39:399-409.
- Guerrero, T.G., Geyer, H., Hassig, M. & Montavon, P.M. (2007). Effect of conformation of the distal portion of the femur and proximal portion of the tibia on the pathogenesis of cranial cruciate ligament disease in dogs. *Am J Vet Res*, 68:1332–1337.
- Guerrero, T.G., Pozzi, A., Dunbar, N., Kipfer, N., Haessig, M., Horodyski, M.B. & Montavon, P.M. (2011). Effect of tibial tuberosity advancement on the contact mechanics and the alignment of the patellofemoral and femorotibial joints. *Vet Surg*, 40:839-848.
- Guthrie, J.W., Keely, B.J., Maddock, E., Bright, S.R. & May, C. (2012). Effect of signalment on the presentation of canine patients suffering from cranial cruciate ligament disease. *J Small Anim Pract*, 52:273–277.
- Han, S., Cheon, H., Cho, H., Kim, J., Kang, J.-H., Yang, M.-P., Lee, Y., Lee, H. & Chang, D. (2008). Evaluation of partial cranial cruciate ligament rupture with positive contrast computed tomographic arthrography in dogs. *Journal of Veterinary Science*, 9(4):395-400.
- Heffron, L.E. & Campbell, J.R. (1978). Morphology, histology and functional anatomy of the canine cranial cruciate ligament. *Vet Rec*, 102(13):280-3.
- Heinl, P., Rottmair, A., Körner, C. & Singer, R.F. (2007). Cellular titanium by selective electron beam melting. *Advanced Engineering Materials*, 5:360-64.
- Heinl, P., Müller, L., Körner, C., Singer, R.F. & Müller, F.A. (2008). Cellular Ti–6Al–4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting. *Acta Biomaterialia*, 4:1536-44.
- Henderson, R.A. & Milton, J.L. (1978). The tibial compression mechanism: a diagnostic aid in stifle injuries. *J Am Anim Hosp Assoc*, 14:474-479.
- Hoffmann, D.E., Miller, J.M., Ober, C.P., Lanz, O.I., Martin, R.A. & Shires, P.K. (2006). Tibial tuberosity advancement in 65 canine stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 19(4):219–227.
- Hoffmann, D.E., Kowaleski, M.P., Johnson, K.A., Evans, R.B. & Boudrieau, R.J. (2011). Ex vivo biomechanical evaluation of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle with varying angles of stifle joint flexion and axial loads after tibial tuberosity advancement. *Vet Surg*, 40:311-320.

- Hogan, N. (1985). The mechanics of multi- joint posture and movement control. *Biol Cybern*, 52(5):315-31.
- Hottinger, H.A., DeCamp, C.E., Olivier, N.B., Hauptman, J.G. & Soutas-Little, R.W. (1996). Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am J Vet Res*, 57:381–388.
- Houlton, J.E.F. (2008). What's new in cruciate disease. *Proceedings of the Southern European Veterinary Conference, Barcelona, Spain, 17-19 October*.
- Hrabe, N.W., Heintz, P., Bordia, R.K., Körner, C. & Fernandes, R.J. (2013). Maintenance of a bone collagen phenotype by osteoblast-like cells in 3D periodic porous titanium (Ti-6Al-4 V) structures fabricated by selective electron beam melting. *Connect Tissue Res*, 54(6):351-60.
- Hutmacher, D.W. (2001). Scaffold design and fabrication technologies for engineering tissues--state of the art and future perspectives. *J Biomater Sci Polym*, 12(1):107-24.
- Inauen, R., Koch, D., Bass, M. & Haessig, M. (2009). Tibial tuberosity conformation as a risk factor for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 22(1):16-20.
- Incavo, S., Difazio, F., Wilder, D., Howe, J.G. & Pope, M. (1991). Longitudinal crack propagation in bone around femoral prosthesis. *Clinical Orthop and Rel Res*, 272:178-180.
- Itthichaisri, C., Wiedmann-Al-Ahmad, M., Huebner, U., Al-Ahmad, A., Schoen, R., Schmelzeisen, R. & Gellrich, N.C. (2006). Comparative in vitro study of the proliferation and growth of human osteoblast-like cells on various biomaterials. *J Biomed Mater Res A*, 82(4):777-87.
- Kergosien, D.H., Barnhart, M.D., Kees, C.E., Danielson, B.G., Brouman, J.D., DeHoff, W.D. & Schertel, E.R. (2004). Radiographic and clinical changes of the tibial tuberosity after tibial plateau leveling osteotomy. *Vet Surg*, 33:468–474.
- Kim, S.E., Pozzi, A., Kowaleski, M.P. & Lewis, D.D (2008). Tibial osteotomies for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Veterinary Surgery*, 37:111–125.
- Kim, S.E., Pozzi, A., Banks, S.A., Conrad, B.P. & Lewis, D.D. (2009a). Effect of tibial plateau leveling osteotomy on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics. *Veterinary Surgery*, 38:23–32.
- Kim, S.E., Pozzi, A., Banks, S.A., Conrad, B.P. & Lewis, D.D. (2009b). Effect of tibial tuberosity advancement on femorotibial contact mechanics and stifle kinematics. *Vet Surg*, 38:33-39.
- Kim, S.E., Pozzi, A., Banks, S.A., Conrad, B.P. & Lewis, D.D. (2010). Effect of cranial cruciate ligament deficiency, tibial plateau leveling osteotomy, and tibial tuberosity advancement on contact mechanics and alignment of the stifle in flexion. *Vet Surg*, 39:363-370.
- Korvick, D.L., Pijanowski, G.J. & Schaeffer, D.J. (1994). Three-dimensional kinematics of the intact and cranial cruciate ligament-deficient stifle of dogs. *J Biomech*, 27(1):77-87.

- Kowaleski, M.P. & McCarthy, R.J. (2004). Geometric analysis evaluating the effect of tibial plateau leveling osteotomy position on postoperative tibial plateau slope. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 17:30–34.
- Kowaleski, M.P., Apelt, D., Mattoon, J.S. & Litsky, A.S. (2005). The effect of tibial plateau leveling osteotomy position on cranial tibial subluxation: an in vitro study. *Vet Surg*, 34:332–336.
- Kühn, K., Ohlerth, S., Makara, M., Hässig, M. & Guerrero, T.G. (2011). Radiographic and ultrasonographic evaluation of the patellar ligament following tibial tuberosity advancement. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 52(4):466–71.
- Kyon Pharma Inc. (2009a). *Kyon veterinary surgical products: biomechanics of TTA*. Acedido em Mai. 9, 2015, disponível em: <http://www.kyon.ch/current-products/tibial-tuberosity-advancement-tta/tta-principles>
- Kyon Pharma Inc. (2009b). *Kyon veterinary surgical products: the TTA-2 innovation*. Acedido em Abr. 3, 2016, disponível em: <http://www.kyon.ch/current-products/tibial-tuberosity-advancement-tta/tta-2-development-technique>
- Kyon Pharma Inc. (2012). *Kyon veterinary surgical products: tibial tuberosity advancement*. Acedido em Mar. 22, 2015, disponível em: http://www.kyon.ch/wp-content/uploads/2012/04/kyon_tta_a4brochure_120409.pdf
- Lafaver, S., Miller, N.A., Stubbs, W.P., Taylor, R.A. & Boudrieau, R.J. (2007). Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament deficient stifle joint: surgical technique, early results and complications in 101 dogs. *Vet Surg*, 36:573–586.
- Lazar, T.P., Berry, C.R., deHaan, J.J., Peck, J.N. & Correa, M. (2005). Long-term radiographic comparison of tibial plateau leveling osteotomy versus extracapsular stabilization for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Surg*, 34:133–141.
- Li, G., Rudy, T.W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C.B. & Woo, S.L. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32:395–400.
- Li, J.P., Habibovic, P., van den Doel, M., Wilson, C.E., de Wijn, J.R., van Blitterswijk, C.A. & de Groot, K. (2007). Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition. *Biomaterials*, 28(18):2810–20.
- Li, J.P., de Wijn, J.R., van Blitterswijk, C.A. & de Groot, K. (2010). The effect of scaffold architecture on properties of direct 3D fiber deposition of porous Ti6Al4V for orthopedic implants. *J Biomed Mater Res A*, 92(1):33–42.
- Li, X., Wang, C.T., Zhang, W.G. & Li, Y.C. (2009). Properties of a porous Ti-6Al-4V implant with a low stiffness for biomedical application. *Proc Inst Mech Eng H*, 223(2):173–8.
- Li, X., Feng, Y.F., Wang, C.T., Li, G.C., Lei, W., Zhang, Z.Y. & Wang, L. (2012). Evaluation of biological properties of electron beam melted Ti6Al4V implant with biomimetic coating in vitro and in vivo. *PLoS One*, 7(12):e52049.

- Li, Y., Yang, W., Li, X., Zhang, X., Wang, C., Meng, X., Pei, Y., Fan, X., Lan, P., Wang, C., Li, X. & Guo, Z. (2015). Improving osteointegration and osteogenesis of three-dimensional porous Ti6Al4V scaffolds by polydopamine-assisted biomimetic hydroxyapatite coating. *ACS Appl Mater Interfaces*, 7(10):5715-24.
- Luther, J.K., Cook, C.R. & Cook, J.L. (2009). Meniscal release in cruciate ligament intact stiles causes lameness and medial compartment cartilage pathology in dogs 12 weeks postoperatively. *Vet Surg*, 38:520-529.
- MacDonald, T.L., Allen, D.A. & Monteith, G.J. (2013). Clinical assessment following tibial tuberosity advancement in 28 stifles at 6 months and 1 year after surgery. *Canadian Veterinary Journal*, 54(3):249-54.
- Maquet, P. (1976) Advancement of the tibial tuberosity. *Clin Orthop Relat Res*, 115:225-230.
- Mattern, K.L., Berry, C.R., Peck, J.N. & deHaan, J.J. (2006). Radiographic and ultrasonographic evaluation of the patellar ligament following tibial plateau leveling osteotomy. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 47:185–191.
- McCarthy, R.J. (2006). TPLO complications [abstract]. in *Proceedings notes, Seminar on Advanced TPLO Problem Solving, 2nd World Veterinary Orthopaedic Conference, 33rd Annual Conference of the Veterinary Orthopaedic Society, March 1, 2006*, pp 10–12.
- Miller, J.M., Shires, P.K., Lanz, O.I., Martin, R.A. & Grant, J.W. (2007). Effect of 9 mm tibial tuberosity advancement on cranial tibial translation in the canine cruciate ligament-deficient stifle. *Vet Surg*, 36:335–340.
- Montavon, P.M., Damur, D.M. & Tepic, S. (2002). Advancement of the tibial tuberosity for the treatment of cranial cruciate deficient canine stifle. in *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, Germany, September, 152*.
- Montavon PM, Damur DM & Tepic S (2004). Tibial tuberosity advancement. in *The First Instructional Course for Tibial Tuberosity Advancement (TTA) for Cranial Cruciate Deficient Stifle in Dogs. Denver, CO; October 2004*.
- More, R.C., Karras, B.T., Neiman, R., Fritschy, D., Woo, S.L. & Daniel, D.M. (1993). Hamstrings - an anterior cruciate ligament protagonist: an in-vitro study. *American Journal of Sports Medicine*, 21(2):231-7.
- Morris, E. & Lipowitz, A.J. (2001). Comparison of tibial plateau angles in dogs with and without cranial cruciate ligament injuries. *J Am Vet Med Assoc*, 218(3):363-
- Niinomi, M. & Nakai, M. (2011). Titanium-based biomaterials for preventing stress shielding between implant devices and bone. *Int J Biomater*, 2011:836587.
- Pacchiana, P.D., Morris, E., Gillings, S.L., Jessen, C.R. & Lipowitz, A.J. (2003). Surgical and postoperative complications associated with tibial plateau leveling osteotomy in dogs with cranial cruciate ligament rupture: 397 cases (1998–2001). *J Am Vet Med Assoc*, 222:184–193.
- Palmquist, A., Snis, A., Emanuelsson, L., Browne, M. & Thomsen, P. (2013). Long-term biocompatibility and osseointegration of electron beam melted, free-form-fabricated

- solid and porous titanium alloy: experimental studies in sheep. *J Biomater Appl*, 27(8):1003-16.
- Pandy, M.G. & Shelburne, K.B. (1997). Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J Biomech*, 30(10):1015-24.
- Parthasarathy, J., Starly, B., Raman, S. & Christensen, A. (2010). Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *J Mech Behav Biomed Mater*, 3(3):249-59.
- Petazzoni, M. (2010). cTTA: circular tibial tuberosity advancement. in *Proceedings of the World Veterinary Orthopedic Congress. Bologna, Italy*, pp295-296.
- Piermattei, D.L., Flo, G.L., DeCamp, C.E. (2006). The stifle joint. In D.L. Piermattei, G.L. Flo, C.E. DeCamp (Eds), *Brinker, Piermattei, and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair*, (4th ed.). (pp 562–632). Philadelphia: Saunders, Elsevier Science.
- Ponader, S., Vairaktaris, E., Heintl, P., Wilmowsky, C.V., Rottmair, A., Körner, C., Singer, R.F., Holst, S., Schlegel, K.A., Neukam, F.W. & Nkenke, E. (2008). Effects of topographical surface modifications of electron beam melted Ti-6Al-4V titanium on human fetal osteoblasts. *J Biomed Mater Res A*, 84(4):1111-9.
- Ponader, S., von Wilmowsky, C., Widenmayer, M., Lutz, R., Heintl, P., Körner, C., Singer, R.F., Nkenke, E., Neukam, F.W. & Schlegel, K.A. (2010). In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *J Biomed Mater Res*, 92A:56-62.
- Pozzi, A., Kim, S.E. & Lewis, D.D. (2010). Effect of transection of the caudal menisco-tibial ligament on medial femorotibial contact mechanics. *Vet Surg*, 39:489-495.
- Pozzi, A., Dunbar, N.J. & Kim, S.E. (2013). Effect of tibial plateau leveling osteotomy on patellofemoral alignment: A study using canine cadavers. *The Veterinary Journal*, 198:98–102.
- Priddy, N.H., Tomlinson, J.L., Dodam, J.R. & Hornbostel, J.E. (2003). Complications with and owner assessment of the outcome of tibial plateau leveling osteotomy for treatment of cranial cruciate ligament rupture in dogs: 193 cases (1997–2001). *J Am Vet Med Assoc*, 222:1726–1732.
- Puustärvi, K., Karjalainen, P., Nieminen, J., Arokoski, J., Parviainen, M., Helminen, H.J. & Soimakallio, S. (1992). Endurance training associated with slightly lowered serum estradiol levels decreases mineral density of canine skeleton. *J Bone Miner Res*, 7(6):619-24.
- Rayward, R.M., Thomson, D.G., Davies, J.V., Innes, J.F. & Whitelock, R.G. (2004). Progression of osteoarthritis following TPLO surgery: a prospective radiographic study of 40 dogs. *J Small Anim Pract*, 45:92–97.
- Reif, U., Hulse, D.A. & Hauptman, J.G. (2002). Effect of tibial plateau leveling on stability of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: an in vitro study. *Vet Surg*, 31:147–154.

- Reif, U., DeJardin, L.M., Probst, C.W., DeCamp, C.E., Flo, G.L. & Johnson, A.L. (2004). Influence of limb positioning and measurement method on the magnitude of the tibial plateau angle. *Vet Surg*, 33:368–375.
- Robinson, D.A., Mason, D.R., Evans, R., & Conzemius, M.G. (2006). The effect of tibial plateau angle on ground reaction forces 4–17 months after tibial plateau leveling osteotomy in labrador retrievers. *Vet Surg*, 35:294–299.
- Rooster, H., Ryssen, B. V. & Bree, H. V. (1998). Diagnosis of cranial cruciate ligament injury in dogs by tibial compression radiography. *The Veterinary Record*, 142(14): 366-369.
- Ryan, G., Pandit, A. & Apatsidis, D.P. (2006). Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*, 27(13):2651-70
- Samoy, Y., Verhoeven, G., Bosmans, T., Van der Vekens, E., de Bakker, E., Verleyen, P. & Van Ryssen, B. (2015) TTA rapid: description of the technique and short term clinical trial results of the first 50 cases. *Vet Surg*, 44:474-484.
- Schaefer SL, DeCamp CE, Hauptman JG & Walton, A. (1998). Kinematic gait analysis of hind limb symmetry in dogs at the trot. *Am J Vet Res*, 59:680–685.
- Schulz, K. (2007). Diseases of the joints. In T.W. Fossum, C.S. Hedlund, A.L. Johnson, K.S. Schulz, H.B. Seim, M.D. Willard, A. Bahr & G.L. Carroll (Eds.), *Small animal surgery*, (3rd ed.). (pp 1143-315). Missouri: Mosby, Elsevier.
- Schwandt, C.S., Bohorquez-Vanelli, A., Tepic, S., Hassig, M., Dennler, R., Vezzoni, A. & Montavon, P.M. (2006). Angle between the patellar ligament and tibial plateau in dogs with partial rupture of the cranial cruciate ligament. *Am J Vet Re*, 67:1855–1860.
- Shahar, R. & Milgram, J. (2006). Biomechanics of tibial plateau leveling of the canine cruciate-deficient stifle joint: a theoretical model. *Vet Surg*, 35:144-149.
- Shen, V., Dempster, D.W., Birchman, R., Mellish, R.W., Church, E., Kohn, D. & Lindsay, R. (1992). Lack of changes in histomorphometric, bone mass and biochemical parameters in ovariectomized dogs. *Bone*, 13(4):311-6.
- Shin, C.S., Chaudhari, A.M., Dyrby, C.O. & Andriacchi, T.P. (2007). The patella ligament insertion angle influences quadriceps usage during walking of anterior cruciate ligament deficient patients. *J Orthop Res*, 25:1643–1650.
- Skinner, O.T., Kim, S.E., Lewis, D.D. & Pozzi, A. (2013). In vivo femorotibial subluxation during weight-bearing and clinical outcome following tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament insufficiency in dogs. *Vet Surg*, 196:86-91.
- Slauterbeck, J.R., Pankratz, K., Xu, K.T., Bozeman, S.C. & Hardy, D.M. (2004). Canine ovariectomy and orchiectomy increases the prevalence of ACL injury. *Clin Orthop Relat Res*, 429:301–305.
- Slocum, B. & Devine, T. (1983). Cranial tibial thrust: a primary force in the canine stifle. *J Am Vet Med Assoc*, 183:456–459.
- Slocum, B. & Slocum, T.D. (1993). Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am*, 23:777–795.

- Smith, G.K. & Torg, J.S. (1985). Fibular head transposition for repair of cruciate-deficient stifle in the dog. *J Am Vet Med Assoc*, 42:44-50.
- Stauffer, K.D., Tuttle, T.A., Elkins, A.D., Wehrenberg, A.P. & Character, B.J. (2006). Complications associated with 696 tibial plateau leveling osteotomies (2001– 2003). *J Am Anim Hosp Assoc*, 42:44–50.
- Stein, S. & Schmoekel, H. (2008). Short-term and eight to 12 months results of a tibial tuberosity advancement as treatment of canine cranial cruciate ligament damage. *Journal of Small Animal Practice*, 49:398-404.
- Tashman, S., Anderst, W., Kolowich, P., Havstad, S. & Arnoczky, S. (2004). Kinematics of the ACL-deficient knee during gait: serial changes over two years. *Journal of Orthopaedic Research*, 22:931-941.
- Taylor-Brown, F.E., Meeson, R.L., Brodbelt, D.C., Church, D.B., McGreevy, P.D., Peter C. Thomson, P.C., & O'Neill, D.G. (2015). Epidemiology of Cranial Cruciate Ligament Disease Diagnosis in Dogs Attending Primary-Care Veterinary Practices in England. *Veterinary Surgery*, 44:777–783.
- Tepic, S., Damur, D.M. & Montavon, P.M. (2002). Biomechanics of the stifle joint. in *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, Germany, September*, pp189–190.
- Thrall, D.E. (Eds.). (2007). *Textbook of veterinary diagnostic radiology*. (5th ed.). Missouri: Elsevier.
- Tivers, M.S., Mahoney, P.N., Baines, E.A. & Corr, S.A. (2009). Diagnostic accuracy of positive contrast computed tomography arthrography for the detection of injuries to the medial meniscus in dogs with naturally occurring cranial cruciate ligament insufficiency. *Journal of Small Animal Practice*, 50:324-332.
- Tonks, C.A., Lewis, D.D. & Pozzi, A. (2011). A review of extra-articular prothesis stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 24:167-77.
- Vasseur, P.B. & Arnoczky, S.P. (1981). Collateral ligaments of the canine stifle joint: anatomic and functional analysis. *Am J Vet Res*, 42(7):1133-7.
- Vasseur, P.B., Pool, R.R. & Arnoczky, S.P. (1985). Corelative biomechanical and histological study of the cranial cruciate ligament in dog. *American Journal of Veterinary Research*, 9:1942.
- Vasseur, P.B. & Berry, C.R. (1992). Progression of stifle osteoarthritis following reconstruction of the cranial cruciate ligament in 21 dogs. *J Am Anim Hosp Assoc*, 28:129–136.
- Vasseur, P.B. (2003). Stifle joint. In D. Slatter (Eds.), *Textbook of small animal surgery*, (3rd ed.). (pp 2090-2133). Philadelphia: Saunders, Elsevier Science.
- Warzee, C.C., Dejardin, L.M., Arnoczky, S.P. & Perry, R.L. (2001). Effect of tibial plateau leveling on cranial and caudal tibial thrusts in canine cranial cruciate-deficient stifles: an in vitro experimental study. *Vet Surg*, 30:278–286.

- Whitehair, J.G., Vasseur, P. & Willits, N.H. (1993). Epidemiology of cranial cruciate ligament rupture in dogs. *J Am Vet Med Assoc*, 203:1016–1019.
- Wilke, V.L., Conzemius, M.G., Besancon, M.F., Evans, R.B. & Ritter, M. (2002). Comparison of tibial plateau angle between clinically normal Greyhounds and Labrador Retrievers with and without rupture of the cranial cruciate ligament. *J Am Vet Med Assoc*, 221(10):1426-9.
- Wilke, V.L., Conzemius, M.G. & Rothschild, M.F. (2005). SNP detection and association analyses of candidate genes for rupture of the cranial cruciate ligament in the dog. *Anim Genet*, 36: 519–521.
- Wilke, V.L., Conzemius, M.G., Kinghorn, B.P., Macrossan, P.E., Cai, W. & Rothschild, M.F. (2006). Inheritance of rupture of the cranial cruciate ligament in Newfoundlands. *J Am Vet Med Assoc*, 228:61–64.
- Wingfield, C., Amis, A.A., Stead, A.C. & Law, H.T. (2000). Comparison of the biomechanical properties of Rottweiler and racing greyhound cranial cruciate ligaments. *J Small Anim Pract*, 41(7):303-7.
- Witsberger, T.H., Villamil, J.A., Schultz, L.G., Hahn, A.W. & Cook, J.L. (2008). Prevalence of and risk factors for hip dysplasia and cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *J Am Vet Med Assoc*, 232:1818–1824.
- Wolf, R.E., Scavelli, T.D., Hoelzler, M.G., Fulcher, R.P. & Bastian, R.P. (2012). Surgical and postoperative complications associated with tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament rupture in dogs: 458 cases (2007–2009). *J Am Vet Med Assoc*, 240(12):1481-7.
- Zhang, M., Wang, G.L., Zhang, H.F., Hu, X.D., Shi, X.Y., Li, S. & Lin, W. (2014). Repair of segmental long bone defect in a rabbit radius nonunion model: comparison of cylindrical porous titanium and hydroxyapatite scaffolds. *Artif Organs*, 38(6):493-502.

Anexo 1. Questionário “Porous TTA study: clinical database”

Podio

Porous TTA study

Clinical database

Surgeon name *

Patient name *

Owner name *

Breed *

Age (Years) *

Weight (Kg) *

Limb *

Operated bilaterally

Time from the first clinical signs to surgery *

Clinical signs present at first presentation *

- ☐ 1- S stands and walks normally. No pain on joint manipulation.
- ☐ 2- S stands with abnormal posture and walks without lameness. Mild discomfort on joint manipulation elicited at full flexion or extension.
- ☐ 3- Mild lameness when walking. Moderate discomfort on joint manipulation elicited at full flexion or full extension.
- ☐ 4- Moderate lameness when walking. Severe discomfort on joint manipulation elicited at full flexion or full extension.

- ☐ 5- Severe lameness when walking. Severe discomfort on joint manipulation elicited throughout full range of joint motion.

Pre-op X-ray signs *

- ☐ With clinical signs but without radiological signs of CrCL rupture
- ☐ Osteophytes along the distal pole of the patella and caudal surface of the tibia
- ☐ Infrapatellar fat pad sign
- ☐ Caudal joint capsule distension
- ☐ Severe signs of arthrosis

Pre-op X-ray evaluation

Seleziona un'opzione ▼

Pre-op X-ray image *

Supported image types: .jpg .gif .png .bmp

Nessun file selezionato

Measure method employed *

Seleziona un'opzione ▼

In case you have selected "Other", please specify the method used

Calculated advancement required (mm) *

Arthrotomy/arthroscopy before surgery? *

- ☐ Yes, arthrotomy was performed
- ☐ Yes, arthroscopy was performed
- ☐ Neither

Arthrotomy/arthroscopy findings

- ☐ Incompetent CrCL
- ☐ CrCL partial rupture
- ☐ CrCL total rupture
- ☐ Minor fraying of CdCL
- ☐ Full thickness defect of CdCL

- ☐ Injury of the medial meniscus, treated
- ☐ Injury of the medial meniscus, untreated
- ☐ Injury of the lateral meniscus, treated
- ☐ Injury of the lateral meniscus, untreated
- ☐ Severe articular cartilage damage

Wedge advancement (mm) *

Maquet Hole

Diameter (or size) of the Maquet hole(mm) *

Wedge width (mm) *

Plate *

Tibial screw *

Thickness x lenght (mm)

Position of the tibial screw - cranio-caudal (% tibia diameter)

Position of the tibial screw - proximo-distal (% length of the tuberosity)

Distance between the tibial screw and the end of the osteotomy (% of the of the tibial crest lenght)

Position of the tibial screw - angle with the osteotomy end

Number of screws in the Tibial tuberosity

Superior tibial tuberosity screw *

Thickness x lenght (mm)

Inferior tibial tuberosity screw *

Thickness x lenght (mm)

Tuberosity screws located

Seleziona un'opzione ▼

Was the TCT (Tibial compression test) evaluated intra-op, after the implantation of the wedge? *

Seleziona un'opzione ▼

Surgery time *

Minuti

Intraoperative complications *

If no complications were present please fill it with "NONE".

Fissure starting from the distal osteotomy *

Seleziona un'opzione ▼

Fissure direction

Seleziona un'opzione ▼

Advancement achieved PO (mm) *

Immediately PO X-ray *

Supported image types: .jpg .gif .png .bmp

Scegli file

 Nessun file selezionato

Aggiungi un altro

Ostotomy direction respect the tibia

Seleziona un'opzione ▼

Osteotomy angle

First PO recheck *

 Giorni

X-ray at first PO recheck *

Seleziona un'opzione ▼

X-ray recheck 1

Formati immagine supportati: .jpg .gif .png .bmp

Scegli file Nessun file selezionato

Aggiungi un altro

Minor complications found at first PO recheck *

Complications that not require treatment under anesthesia or that not compromise the ultimate objective of the technique. If no complications were present please fill it with "NONE".

Minor complications treatment *

If no complications were present please fill it with "NONE".

Major complications found at first PO recheck *

Complications that require treatment under anesthesia or that compromise the ultimate objective of the technique. If no complications were present please fill it with "NONE".

Major complications treatment *

If no complications were present please fill it with "NONE".

Second PO recheck *

Giorni

X-ray at second PO recheck *

X-ray recheck 2

Tiposs de imagens compativeis: .jpg .gif .png .bmp

 Nessun file selezionato

Minor complication found at second PO recheck *

Complications that not require treatment under anesthesia or that not compromise the ultimate objective of the technique. If no complications were present please fill it with "NONE".

Minor complications treatment *

If no complications were present please fill it with "NONE".

Major complications found at second PO recheck *

Complications that require treatment under anesthesia or that compromise the ultimate objective of the technique. If no complications were present please fill it with "NONE".

Major complications treatment *

If no complications were present please fill it with "NONE".

Third PO recheck *

If there was no third control please fill it with "NO".

Giorni

X-ray at third PO recheck *

Seleziona un'opzione ▼

X-ray recheck 3

Tiposs de imagens compativeis: .jpg .gif .png .bmp

Scegli file

 Nessun file selezionato

Aggiungi un altro

Minor complications found at third PO recheck *

Complications that not require treatment under anesthesia or that not compromise the ultimate objective of the technique. If no complications were present please fill it with "NONE".

Minor complications treatment *

If no complications were present please fill it with "NONE".

Major complications found at third PO recheck *

Complications that require treatment under anesthesia or that compromise the ultimate objective of the technique. If no complications were present please fill it with "NONE".

Major complications treatment *

If no complications were present please fill it with "NONE".

Rehabilitation during the PO period *

Seleziona un'opzione ▼

Rehabilitation plan

Long term radiological evaluation *

- ☐ Complete bone healing of the osteotomy and complete implant integration
- ☐ Incomplete implant integration and bone reactivity
- ☐ Loss of some tuberosity advance because of a major complication
- ☐ Others

Other long term radiological evaluation

Time to bone healing at the distal part of the osteotomy *

Giorni

In case of complication there was advancement loosening?

Seleziona un'opzione ▼

Clinical lameness evaluation after the bone healing at the distal part of the osteotomy *

Use the following scale of lameness: 1- Stands and walks normally. No pain on joint manipulation. 2- Stands with abnormal posture and walks without lameness. Mild discomfort on joint manipulation elicited at full flexion or extension. 3- Mild lameness when walking. Moderate discomfort on joint manipulation elicited at full flexion or full extension. 4- Moderate lameness when walking. Severe discomfort on joint manipulation elicited at full flexion or full extension. 5- Severe lameness when walking. Severe discomfort on joint manipulation elicited throughout full range of joint

- ☐ 1
- ☐ 2
- ☐ 3
- ☐ 4
- ☐ 5

Treatment if lameness was present

NOTES

You can attach any file you consider useful or that can help us to complete the case.

Podio

Allegati

Nessun file selezionato

Powered by Podio

([https://podio.com/?utm_source=webform&utm_medium=webform&utm_content=s howpowered&utm_campaign=webform](https://podio.com/?utm_source=webform&utm_medium=webform&utm_content=s%20howpowered&utm_campaign=webform))